

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury



Fakulta
tělesné kultury

**VLIV VELIKOSTI VZORKOVACÍ FREKVENCE PŘÍSTROJE AXIVITY
AX6 NA HODNOCENÍ DYNAMICKÉ ZÁTĚŽE V PRŮBĚHU
POHYBOVÉHO ÚKOLU**

Diplomová práce

Autor: Bc. Sára Hmírová

Studijní program: Tělesná výchova a sport – Rekreatologie

Vedoucí práce: doc. Mgr. Roman Cuberek, Ph.D.

Olomouc 2023

Bibliografická identifikace

Jméno autora: Bc. Sára Hmírová
Název práce: Vliv velikosti vzorkovací frekvence přístroje Axivity AX6 na hodnocení dynamické zátěže v průběhu pohybového úkolu

Vedoucí práce: doc. Mgr. Roman Cuberek, Ph.D.

Pracoviště: Institut aktivního životního stylu

Rok obhajoby: 2023

Abstrakt:

Diplomová práce pojednává o vlivu různých velikostí vzorkovacích frekvencí akcelerometru na hodnocení dynamického zatížení v průběhu pohybového úkolu u dětí mladšího školního věku. Zjišťovalo se, jakým způsobem rozdílná vzorkovací frekvence 100 Hz a 200 Hz ovlivňuje parametry *Integrální součet akceleračních změn*, *Stupeň dynamiky pohybu* a *PlayerLoadTM*, a to během sedmi pohybových úkolů, které společně tvořily překážkovou dráhu. Její překonání pro žáky představovalo submaximální až maximální fyzické zatížení v průměrné době trvání 3,3 minuty. Měření akcelerace bylo provedeno pomocí akcelerometru Axivity AX6. Ze surových dat záznamu akcelerace byly pro jednotlivé úseky vypočteny zmíněné parametry. K posuzování efektu velikosti vzorkovací frekvence na příslušné parametry dynamického zatížení byl použit párový *t*-test, ANOVA pro opakovaná měření a Pearsonův korelační koeficient (zvolena 5% hladina statistické významnosti). Pro zpracování a vyhodnocení dat byl použit program R a IBM SPSS. V případě parametru *Integrální součet* byla zjištěna korelace v rozmezí 0,985–0,999 a průměrný rozdíl mezi frekvencemi 100 Hz a 200 Hz v rozmezí -0,16–0,01. U parametru *Stupeň dynamiky pohybu* byla korelace mezi hodnotami 0,457–0,999 a průměrný rozdíl frekvencí mezi hodnotami od -12,924 do -1,364. U *PlayerLoadTM* vyšla hodnota korelace v rozmezí 0,956–0,987 a průměrný rozdíl mezi frekvencemi od -0,994 do -0,217. V návaznosti na tyto výsledky bylo zjištěno, že velikost vzorkovací frekvence nemá vliv na parametr dynamického zatížení *Integrální součet*, a naopak má vliv na parametry *Stupeň dynamiky pohybu* a *PlayerLoadTM*.

Klíčová slova:

akcelerometr, IMU, měření, pohyb člověka, pohybová aktivita, reliabilita

Souhlasím s půjčováním práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographical identification

Author: Bc. Sára Hmírová
Title: Effect of Axivity AX6 sampling rate on dynamic load assessment during a movement task

Supervisor: doc. Mgr. Roman Cuberek, Ph.D.
Department: Institute of Active Lifestyle
Year: 2023

Abstract:

The master's thesis discusses the effect of different accelerometer sampling rates on the assessment of dynamic loading during movement tasks in younger school-age children. It investigated how different sampling rates of 100 Hz and 200 Hz affect the parameters *Integral Sum of Acceleration Changes*, *Degree of Dynamic Movement*, and *PlayerLoadTM* during seven movement tasks that together formed an obstacle course. Its overcoming represented a sub-maximal to maximal physical load for the students, with an average duration of 3,3 minutes. Acceleration measurements were performed using an Axivity AX6 accelerometer. From the raw data of the acceleration recordings, the mentioned parameters were calculated for each section. Paired t-test, ANOVA for repeated measurements, and Pearson correlation coefficient (5% level of statistical significance was chosen) were used to assess the effect of sampling rate on the respective dynamic load parameters. R and IBM SPSS software were used for data processing and evaluation. For the *Integral Sum* parameter, the correlation was found to be in the range 0.985-0.999 and the mean difference between the 100 Hz and 200 Hz frequencies was found to be in the range -0,16-0,01. For the parameter *Degree of Dynamic Movement*, the correlation between values was 0,457-0,999 and the average frequency difference between values ranged from -12,924 to -1,364. For *PlayerLoadTM*, the correlation value came out to be in the range of 0,956-0,987 and the average difference between the frequencies ranged from -0,994 to -0,217. Following these results, it was found that the magnitude of the sampling frequency has no effect on the dynamic load parameter *Integral Sum*, and on the contrary, it has an effect on the parameters *Degree of Dynamic Movement* and *PlayerLoadTM*.

Keywords:

accelerometer, IMU, human movement, measurement, physical activity, reliability

I agree to the lending of the thesis paper to the library service.

Prohlašuji, že jsem tuto práci zpracovala samostatně pod vedením doc. Mgr. Romana Cumberka, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 28. dubna 2023

.....

Tímto bych chtěla velice poděkovat panu doc. Mgr. Romanu Cuberkovi, Ph.D. za ochotu, cenné rady, trpělivost a vstřícnost při zpracování této diplomové práce. Bez jeho vedení by tato práce nemohla vzniknout.

OBSAH

1	Úvod.....	8
2	Přehled poznatků.....	10
2.1	Pohyb člověka	10
2.1.1	Lidská motorika.....	12
2.1.1.1	Řízení hybnosti a realizace pohybu.....	12
2.1.1.2	Motorické schopnosti	15
2.1.1.3	Motorické dovednosti.....	20
2.1.1.4	Motorické učení	20
2.1.2	Ontogeneze lidského pohybu	22
2.2	Pohybová aktivita.....	27
2.2.1.1	Zatížení a zatěžování	29
2.2.1.2	Dynamické a statické zatížení	31
2.3	Přístrojové měření pohybu člověka	32
2.3.1	IMU – inerciální měřicí jednotka	33
2.3.1.1	Akcelerometr	33
2.3.1.2	Gyroskop	37
3	Cíle	38
3.1	Hlavní cíl.....	38
3.2	Dílčí cíle	38
3.3	Výzkumné hypotézy	38
4	Metodika.....	39
4.1	Design	39
4.2	Výzkumný soubor	40
4.3	Metody sběru a zpracování dat	41
4.4	Překážková dráha.....	41
4.5	Statistické vyhodnocení dat.....	45
5	Výsledky	46
6	Diskuse.....	54
7	Závěry	63

8	Souhrn	64
9	Summary	66
10	Referenční seznam	68
11	Přílohy.....	81
	11.1 Protokol měření – popis trati a záznamové archy	81
	11.2 Informovaný souhlas a informace pro zákonné zástupce	86
	11.3 Vyjádření etické komise.....	88

1 ÚVOD

Pohyb je základní vlastností živé hmoty a nezbytnou součástí každého živého tvora. Dostatek pohybu představuje zásadní prvek prevence a podpory zdraví a zároveň má pozitivní vliv na kvalitu života i na zlepšení kognitivních funkcí a obecně přispívá k lepší náladě a duševní pohodě. Díky pohybu se člověk seberealizuje a komunikuje s okolím. Pohyb nás provází celý náš život a dá se říci, že je to lék na spoustu chorob.

To, že je člověk schopen vzpřímeného držení těla a chůze, uchopovat předměty, gestikulovat, má odlišnou hybnost dolních a horních končetin a ovládá určité pohybové dovednosti, to vše a mnohem víc se skrývá pod pojmem pohyb. Souhrnně předchází výčet pohybů můžeme pojmenovat jako znaky lidské motoriky. Motorika je označována jako souhrn lidských pohybových projevů a předpokladů, kdy očekávaným výsledkem je právě pohybová činnost (Choutka & Dovalil, 1991).

Dříve pohyb zastával jinou úlohu než dnes, byl nezbytný pro přežití. Vlivem změny životního stylu však dochází k úbytku přirozeného pohybu a k přibývání tzv. civilizačních chorob. Touha po poznání lidského pohybu po všech jeho stránkách nás dovádí k aktuálnímu tématu, a tím je problematika monitoringu pohybové aktivity a pohybu obecně, kterým se v dnešní době zabývá již velké množství vědeckých studií. Důvod je zřejmý, lidská populace se málo hýbe a svůj volný čas tráví pasivně. K zaznamenání pohybu člověka jsou zapotřebí určité postupy, kterých je v současné době více než 30 a zahrnují subjektivní a objektivní metody zkoumání pohybové aktivity (Montoye et al., 1996). Každá z těchto metod má své výhody a nevýhody a jejich výběr musí být zvážen s ohledem na charakter daného výzkumu. Tato práce se zabývá objektivní metodou akcelerometrie, jejíž potenciál byl rozpoznán již v roce 1983 autory Montoye et al.

Díky akcelerometrii jsme schopni porozumět základním vlastnostem pohybu, což pomáhá nejen v určování tělesné zdatnosti a hodnocení zátěže, ale i při zjišťování pohybových návyků v dlouhodobém časovém horizontu nebo v podoře lidského zdraví. Akcelerometrie je realizována pomocí malých, přenosných a zcela neinvazivních zařízení tzv. akcelerometrů, které jsou spolu s gyroskopickým zařízením označovány jako IMU neboli inerciální měřicí jednotky. Zatímco akcelerometry zaznamenávají pohyb těla v podobě zrychlení v jedné nebo více rovinách (podle typu zařízení), gyroskopy měří rychlost úhlových změn na principu Coriolisova efektu a společně tak poskytují komplexní informace o pohybu člověka v reálném čase – o frekvenci, intenzitě a trvání pohybové aktivity. Zjednodušeně lze říci, že akcelerometr měří pohyb a vibrace, které jsou vystavené dynamickému zatížení pocházející z různých zdrojů, včetně lidského pohybu (Chen, 2014; Chen & Bassett, 2005).

Akcelerometrie je aktuálně jednou z nejvyužívanějších metod hodnocení pohybové zátěže, mimo jiné i díky své poměrně velké přesnosti a spolehlivosti. Při hodnocení validity akcelerometrických zařízení byla potvrzena středně silná až silná korelace mezi hodnotami z akcelerometrů a spotřebou kyslíku nebo MET u dospělých i u dětí (Trost et al., 2005).

Monitoring obecně dynamických lokomočních pohybů má výsledky mnohem průkaznější, než když se jedná o pohyb jednoho segmentu těla. Předpokladem pro dostatečnou validitu u měření pohybové aktivity pomocí akcelerometrů je tedy zařazení vyššího počtu lokomočních pohybů celého těla (chůze, běh, obraty, skoky, plazení apod.). Aktivity, které v sobě obsahují malé množství vertikálních pohybů trupu (jízda na kole, posilování apod.) monitory často podhodnocují (Bonomi et al., 2009).

Využití IMU k rozpoznávání a hodnocení lidského pohybu předchází správná a pečlivá kalibrace přístroje. V případě akcelerometru musí dojít ke konfiguraci a nastavení vhodných parametrů s ohledem na typ prováděného měření. Hlavní problematikou této práce je jeden z parametrů konfigurace akcelerometrického zařízení, a tím je vzorkovací frekvence. Tento parametr udává rychlost sběru dat. Nastavení nízké nebo příliš vysoké frekvence doprovázejí chyby v podobě nedostatečného množství potřebných informací, vybitá baterie, nedostatečně velká paměť zařízení nebo vznikají tzv. pohybové artefakty – šum, který akcelerometr zachycuje nesouvisí s pohybovou aktivitou a může tak zkomplikovat výsledky měření a jejich správnou interpretaci. V případě tohoto problematického parametru je tedy třeba vhodně zvolit rovnováhu mezi množstvím údajů a dobou, po kterou přístroj pohyb zaznamenává (Khan et al., 2016). Kromě již zmíněného, je nutné dodržovat Shannon-Nyquistovo pravidlo, které říká, že pro úspěšnou a správnou rekonstrukci daného signálu je potřeba data vzorkovat alespoň dvojnásobkem jejich nejvyšší frekvence. Předpokládá se, že lidský pohyb nepřesahuje 10 Hz, a proto by se podle zmíněného pravidla neměly akcelerometry nastavovat na frekvenci menší než 20 Hz. Frekvence 20 Hz je ale spíše obecná, protože spolehlivě a přesně převést lidskou činnost na danou frekvenci je velmi obtížné (Oppenheim, 1983).

Problematikou této práce je vliv odlišné nastavení vzorkovací frekvence u shodné značky a modelu akcelerometru na hodnocení dynamické zátěže v průběhu pohybových cvičení. Z předchozích studií bylo možné získat poměrně ucelené poznatky o principu fungování vzorkovací frekvence při monitorování pohybové aktivity, nikoliv však jejího přímého vlivu na hodnocení dynamické zátěže pomocí několika odlišných parametrů. Dynamickou zátěž můžeme definovat jako pohybový projev jedince z hlediska jeho celkové akcelerace. Hlavní problematika hodnocení dynamické zátěže vyjadřuje hodnocení zátěže jedince z hlediska jeho celkové akcelerace při realizaci určité pohybové činnosti.

2 PŘEHLED POZNATKŮ

2.1 Pohyb člověka

Pohyb je jedním ze základních znaků živých organismů a již odpradáвна hraje v životech lidí nezastupitelnou a životně důležitou roli. Díky pohybu člověk vnímá a poznává okolí kolem sebe a je také důležitým prostředkem komunikace. V dávných dobách byl člověk na pohybu závislý ve větší míře, než je tomu dnes. Být v pohybu, znamenalo být naživu, protože jak jinak získat potravu, či se ukrýt před predátory. Lidé se pohybovali i z důvodu hledání partnerů a rozmnožování (Grexa, 2007). Postupem času však došlo ke změně významu pohybu a pohyb tak začal plnit i další funkce než pouhé zajišťování základních životních potřeb. Dnes pohyb využíváme k zábavě, sportu nebo umělecké činnosti (Machová & Kubátová, 2009). Dnešní konzumní způsob života přispívá také k tomu, že pohyb už pro člověka nemá takový existenční význam jako dříve, což výrazně ovlivnilo náš životní styl i návyky (Hodaň, 1997).

Stejně jako u zvířat i naše těla byla a stále jsou přizpůsobená k pohybu. Hoffman (2000) však vyčlenil několik rysů pohybu, kterými se člověk od zvířat liší:

- Pohyb a lidská inteligence jsou velmi úzce spjati. Člověk je schopen velmi sofistikovaného a motoricky složitého pohybového projevu.
- Lidský pohyb má i svou estetickou stránku a dokážeme jím vyjadřovat různé emoce jako je strach, radost, překvapení a mnoho dalších.
- Motorická aktivita člověka je flexibilní a také přizpůsobivá. Příkladem může být vzpřímená postava a bipedální chůze, která nám umožnila využívat horní končetiny pro manipulaci.
- Díky dlouhodobé a pravidelné pohybové aktivitě jsme schopni zvyšovat a zlepšovat hybnost i pohybový výkon. Pohyb vykonáváme záměrně, abychom zlepšili své zdraví, zlepšovali dovednosti a zvyšovali svou výkonnost.

I když sedíme nebo ležíme a jsme v klidu, v našem těle se neustále dějí pohyblivé procesy, můžeme jmenovat například cirkulující krev v žilách, dýchání, srdeční činnost nebo pohyb střev. Pro nás a naše zdraví je ale důležitý vlastní aktivní pohyb, který je zajišťován pohybovým aparátem skládajícím se ze tří podsystémů. Jsou to kosti, klouby a svaly, které řadíme do podsystému opěrného a nosného. Druhým podsystémem je hybný neboli efektorový, který zastupují kosterní svaly, a nakonec podsystém řídicí, který je často nazýván také jako koordinační a patří sem receptory, periferní a centrální nervstvo (Kubátová & Machová 2009; Véle, 1997; Dylevský, 2009).

Pohyb je často vnímán pouze ze své fyzické stránky, která je samozřejmě velmi důležitá, protože jak už bylo zmíněno, správný a pravidelný pohyb působí pozitivně na naše zdraví i na formování našeho těla (Šeráková, 2007). Ale pohyb je také velmi úzce spjat s naším psychickým a sociálním vývojem. Pohyb nás tedy ovlivňuje ve všech složkách našeho života, díky němu se dostáváme do styku se světem a celkově přispívá k osobnostnímu rozvoji, socializaci a kultivaci člověka (Blahutková et al., 2005). Skrze lidské pohyby můžeme rozpoznat momentální rozpoložení daného člověka i jeho emoce, zda má radost, strach, zlost či jestli cítí smutek. Pohyb tedy skutečně dokáže odrážet naše emoce, city, ale také fantazie a myšlenky (Hatlová, 2003). Pokud bychom měli shrnout působení pohybu na člověka, jde podle Machové et al. (2006) o nezastupitelný a nejpřirozenější předpoklad k udržení správného fungování fyziologických funkcí organismu. V první řadě pohyb snižuje riziko výskytu civilizačních chorob. Podle statistik World Health Organisation (WHO, 2011) byly tyto choroby v České republice příčinou úmrtí u 88,6 % mužů a 92,6 % žen. Dále pohyb pomáhá v případě naší duševní pohody a zvyšuje odolnost vůči stresu. Vždyť právě při pohybové aktivitě jsou do těla uvolňovány hormony endorfiny, které se označují také jako hormony štěstí a jsou zodpovědné za naši dobrou náladu i duševní svěžest. Pohyb také zvyšuje tělesnou zdatnost, napomáhá k lepšímu prokrvení těla, působí na kosti, které zpevňuje a snižuje tak riziko jejich zlomení. V lidském pohybu tak dochází k harmonickému propojení tří složek: duševní, duchovní a fyzické (Novotný, 2012).

Pokud bychom se hlouběji zabývali vztahem pohybu a zdraví, jde o velice úzce související pojmy. Zdraví je definováno jako stav úplné fyzické, psychické, duševní, duchovní a sociální pohody (Blahušová, 2005). Můžeme tedy tvrdit, že zdraví je značně ovlivněno pohybem a naopak, pohyb ovlivňuje naše zdraví.

Abychom získali zdravotní benefity vyplývající z pohybu, musíme organismus dostatečně fyzicky zatížit. To docílíme pohybem habituálním, kam se řadí běžné lidské pohyby související s každodenním životem (chůze, domácí práce apod.) a pohybem pracovním (klidová zátěž, polohy vsedě apod.). Tyto dva pohyby samy o sobě naše zdraví nezlepší, ale jsou příčinou zvýšeného energetického výdeje během dne. Proto je potřeba k těmto pohybům zařadit také pohyb cílený neboli sportovně pohybovou aktivitou, a to v dostatečném množství, dlouhodobě a pravidelně. Pak je možné sledovat pozitivní zdravotní přínosy ve formě zvýšené fyzické zdatnosti a odolnosti vůči stresu a celkově zlepšení kvality života. Význam pohybu a jeho vývojový proces je patrný v ontogenetickém vývoji člověka, od prenatálního období až po období stáří (Fialová & Rychtecký, 2002).

Pohybové činnosti a pohyb obecně, který realizujeme v průběhu našeho života, lze souhrnně nazvat jako lidská motorika, které se bude věnovat následující kapitola (Frömel et al., 1999).

2.1.1 Lidská motorika

Motorickému vývoji neboli ontogenezi lidské motoriky je věnována samostatná kapitola. V této se zaměříme na řízení motoriky a realizaci pohybu, na pojmy motorické schopnosti a motorické dovednosti a v neposlední řadě také na proces motorického učení.

Slovo motorika pochází z latinských slov *motus* – pohyb a slova *motor* neboli hnací stroj. Pojem motorika pak můžeme definovat jako veškerý tělesný projev jedince a jde tedy o soubor veškerých hybných projevů. Motorický vývoj je z části ovlivněn také vrozenými dispozicemi (Choutka & Dovalil, 1991; Gajda, 2008). Kucharská a Švancarová (2004) označují motoriku jako „souhrn pohybových dovedností, které nám umožňují samostatné přemísťování v prostoru, zaujímání různých poloh těla, manipulaci s předměty aj.“ (p. 27).

Dle Hartla a Hartlové (2010) se lidská motorika skládá z několika typů pohybů: spontánních, reflexních, volních a expresivních. Vále a Jandová (1974) dělí pohyb na reflexní, volní a mimovolní. Reflexní pohyby jsou vyvolané odpovědí na podnět z vnitřního či vnějšího prostředí a zajišťují např. vzpřímenou polohu těla nebo pohyby při obraně organismu. Volní pohyby způsobují pouze vnitřní podněty a jsou vyvolány impulsy vycházejícími z mozkové kůry. Pohyby, které člověk není schopen ovládat vlastní vůlí se nazývají jako pohyby mimovolní a patří sem např. záškuby svalů. Čelikovský (1990) pak dělí motoriku do pěti skupin: základní motorika člověka, pracovní motorika, bojová – vojenská motorika, kulturně umělecká motorika a sportovní motorika.

Dalším dělením motoriky je na hrubou a jemnou. Hrubá motorika se soustřeďuje na pohyby končetin a celého těla, jedná se tedy o zapojení velkých svalových skupin. Díky hrubé motorice ovládáme držení těla a koordinaci končetin. Hrubá motorika zajišťuje chůzi, běh, leh, skok a mnoho dalšího. Zatímco jemná motorika zahrnuje jemné pohyby menších svalových skupin, např. pohyb prstů, mimické pohyby a pohyby úst (Szabová, 1999; Opatřilová et al., 2008). Vyskotová a Macháčková (2013) definuje jemnou motoriku také jako obratnostní, šikovnostní či dovednostní a nazývá ji schopností díky níž člověk manipuluje s malými předměty.

2.1.1.1 Řízení hybnosti a realizace pohybu

Lidský pohyb vzniká díky třem systémům, které vzájemně kooperují: opěrný a nosný (kosti, klouby, vazy), efektorový neboli hybný (svaly) a řídicí a koordinační (centrální i periferní nervy, receptory). Pohybový projev člověka je tedy velice komplexní a složitá činnost, díky které jsme schopni vzpřímeně stát i se pohybovat. K tomu, abychom realizovali pohyb, je zapotřebí kosterní svalstvo řízené motorickým nervovým systémem. Tento systém zároveň spolupracuje s ostatními systémy nervů, tudíž nic neprobíhá odděleně. Na řízení hybnosti se podílejí

jednotlivé oddíly CNS a každý má tak svou důležitou funkci bez které by nebylo možné pohyb uskutečnit. Zásadní je také reflexní svalový tonus, který je předpokladem pro veškerou hybnost lidského těla a zajišťuje ho činnost páteřní míchy. Svalový tonus pak realizuje postojové a vzpřímovací reflexy, tzv. opěrnou motoriku.

Celý proces řízení hybnosti probíhá na základě výměny informací mezi centrální nervovou soustavou a pohybovým aparátem (Trojan, 2007; Botek et al., 2017).

Motorický systém se skládá z následujících útvarů:

- **Motorická jednotka (MU)**

Motorické jednotky jsou tvořeny motoneurony a svalovými vlákny, která jsou inervována vlastními axony. Lze je definovat jako skupinu svalových vláken inervovaných jedním motoneuronem. Jsou součástí periferního systému nervů a navozují svalovou kontrakci (Botek et al., 2017).

- **Přední míšní rohy (mícha)**

Zde nalezneme kromě motoneuronů také tzv. interneurony. Interneurony jsou velmi důležitou součástí reflexních oblouků, které uskutečňují průběh reflexů a tvoří zásoby pohybových a postojových programů (Trojan, 2007).

- **Motorická centra mozkového kmene**

Motorickými centry se myslí retikulární formace, vestibulární jádra, motorická jádra hlavových nervů, jádra středního mozku a jádra prodloužené míchy. Tato centra řídí opěrnou motoriku skrz koordinaci polohových, posturálních a vzpřímovacích reflexů a regulují svalové napětí (Botek et al., 2017).

- **Mozeček**

Tento orgán je hlavním koordinátorem pohybu a držení vzpřímené polohy těla, tedy opěrné motoriky. Podílí se na tvorbě pohybových programů (Silbernagl & Despopoulos, 1993). Mozeček z části ovládá oční kontrolu. V závislosti na zraku je schopen odhadnout průběh pohybu daného objektu – odhadnout rychlost a určit směr, kterým se pohybuje, případně předvídat jeho úmysly (Silbernagl & Despopoulos, 1993; Botek et al., 2017).

- **Motorická centra thalamu**

Thalamus je součástí centra zvané mezimozek. Tato centra zajišťují koordinaci vnímání a pohybové aktivity (Ambler, 2006).

- **Bazální ganglia**

Bazální ganglia vytvářejí jednoduché pohybové programy – programy pro řízení směru, rychlosti a síly pohybu. Ovlivňují vzpřímené držení těla ve stoji i v pohybu a mají tlumivý vliv na motoriku (Véle, 2006, Botek et al., 2017).

- **Motorická kůra hemisfér**

Odtud vycházejí pyramidové dráhy, které vedou dále do míchy k motorickým neuronům. Pyramidová dráha je hlavní motorickou drahou člověka a vede podněty, které zahajují volní pohyby kosterního svalstva. Motorická kůra programuje a plánuje cílené a jemné pohyby (Dylevský, 2003).

Při plánování pohybu dochází k tomu, že primární podnět vychází z mozkové kůry (z prefrontální asociační oblasti), která tak získává informace o poloze těla prostřednictvím sluchových, zrakových a senzitivních oblastí (Guyton & Hall, 2006).

V procesu plánování pohybu se uplatňují dva okruhy – okruh bazálních ganglií, který provádí základní pohybové vzorce a okruh kůra – most – mozeček – kůra, ten zabezpečuje realizaci složitých pohybů, přesnou koordinaci a celkové doladění pohybu.

Úloha bazálních ganglií je v řízení motoriky velmi významná. Podílejí se mimo jiné také na plánování pohybu a ukládání základních pohybových vzorců. Jak již bylo zmíněno, informace přicházejí z několika oblastí mozkové kůry. Ty dále pokračují přímou či nepřímou drahou. Zvýšená aktivita v přímé dráze způsobuje vyšší pohybovou aktivitu, její funkce je tak podpora pohybů. Naopak nepřímá dráha potlačuje nechtěné pohyby a v případě její zvýšené aktivity dochází k jejich potlačení. Obě tyto dráhy pracují při vzájemné rovnováze a v případě narušení této rovnováhy se mohou objevit poruchy hybnosti (Ganong, 2005). Bazální ganglia se skládají ze čtyř kliček, z nichž každá plní určitou funkci. V případě plánování a realizace pohybu je zásadní tzv. senzomotorická klička. Bazální ganglia vysílají podněty přes thalamus do mozkové kůry nebo přímo do míchy skrz retikulární formaci (Druga & Grim, 2011).

Mozeček většinu informací, které k němu dojdou skrze asociační oblasti, premotorické a primární motorické oblasti a senzitivních oblastí, inhibuje. Sjednocením přijatých signálů koordinuje pohyb, provádí jemnou motoriku a náročné pohybové vzorce. Je také nezbytný pro zpětnovazební korekci a plánování pohybů. Po zpracování jsou informace posílány jednou cestou k aktivaci antigravitačních tonických svalů a svalů končetin ležících nejbliže ke středu těla, tedy ke svalům proximálním. Druhou cestou aktivují distální svaly končetin (Kachlík, 2011).

Volní pohyb pak vzniká souhrou všech struktur zapojených do těchto okruhů. Volní plánovaný pohyb je uskutečněn pomocí tractus corticospinalis, který patří mezi korové přímé motorické dráhy a je znám pod jménem pyramidová dráha. Chtěné postavení těla při provádění různých pohybů a jejich korekci mozečkem zajišťují vedlejší motorické dráhy (Ganong, 2005).

Vyskotová (2013) popisuje jednotlivé fáze realizace pohybu následovně:

1. Primární popud

V první fázi algoritmu řízení motoriky vychází z tzv. motivačních ústředí CNS primární popud – idea. Tato idea se přenáší přes senzomotorickou kůru, mozeček, bazální ganglia až do asociačních subkortikálních jader, kde vznikají pohybové programy.

2. Přípravná fáze úmyslného pohybu (senzorická analýza)

Přípravná fáze se skládá z několika dílčích kroků. Při senzorické analýze prostředí dochází k plánování a programování pohybu. Strategie k dosažení cíle je provedena převedením objektů ze senzorického do motorického systému. Následně je vyhodnocen program pohybu, tzn. určují se sekvence, doba trvání a intenzita kontrakce svalů, které jsou nutné k provedení daného pohybu, ale i k zajištění držení těla.

3. Programování

V samotném programování dochází ke srovnání původní idey s možnostmi organismu. Výsledkem tohoto procesu je centrální příkaz, a to díky působení asociačního kortexu, motorického kortexu, bazálních ganglií a mozečku.

4. Centrální příkaz

Centrální příkaz je veden do Varolova mostu a spinální míchy, kde dojde k dalšímu srovnání s dostředivými signály a v podobě zpětné vazby se příkaz vrací do suprasegmentálních center. Tento proces zahajuje realizační fázi pohybu.

5. Realizační fáze pohybu

Při této fázi se aktivují motoneurony příslušných svalů a inervují je. Řízení volního pohybu pochází z premotorické korové oblasti a primární motorické oblasti.

6. Zpětná vazba

Zpětnovazební kontrola nakonec umožňuje porovnat probíhající pohyb s původním pohybovým záměrem. Pohyb je tak možné zpětně korigovat.

2.1.1.2 Motorické schopnosti

Abychom pochopili pojem motorická schopnost, je vhodné nejdříve definovat samotný pojem schopnost. Schopnost lze chápat jako ucelený soubor vnitřních předpokladů, které se navenek projevují určitým způsobem (Měkota, 2007). Schopnost je podle Schmidta (1991) trvalý a velice silně geneticky podmíněný rys, který dále působí na různé druhy motorických, kognitivních, ale i intelektuálních a estetických aktivit. Skrze schopnosti jedinců se projevují individuální rozdíly, označované také jako tzv. individuální diference. Toto tvrzení potvrzuje to, že každý člověk má stejný soubor schopností, avšak u každého se projevují jinak a jsou více či méně rozvité

(Schmidt, 1991; Měkota & Blahuš, 1983). Schopnosti jsou základním kamenem pro výkon v ne-
přeborném množství různých činností, a to nejen těch motorických.

Motorické schopnosti jsou definovány různě. Lze je definovat jako „souhrn vnitřně inte-
grovaných a relativně samostatných dispozic subjektu, potřebných ke splnění pohybového
úkolů“ (Čelikovský et al., 1990, p. 35). Dle Měkoty a Novosada (2007) jde o obecné kapacity
jednotlivce, které se projevují v konečných výsledcích pohybové činnosti a jinak jsou skryté. Perič
(2012) definuje pohybové schopnosti jako předpoklady, které jsou částečně vrozené a slouží
k provádění určitých pohybových činností. Jak již bylo zmíněno výše, tyto vrozené předpoklady
má každý člověk na své individuální úrovni, nemůže je získat a ani zapomenout a jejich změna je
způsobena zvyšováním či snižováním jejich úrovně v závislosti na každém jedinci (Perič, 2012).
Ke zvýšení úrovně motorických schopností dochází pouze při dlouhodobém a pravidelném pro-
vádění dané pohybové činnosti či vlivem tréninkového procesu apod. Naopak v pokročilejším
věku a při nevhodném pohybovém zatížení bez dostatečné regenerace zaznamenáváme pokles
úrovně motorických schopností. Proces rozvoje motorických schopností ale závisí také na dalších
faktorech – zasahují do něj obecné vývojové zákony organismu člověka, pohybová aktivita, cel-
kový životní styl a životospráva jedince (Kouba, 1995). Dalšími modifikujícími vlivy jsou činitel
biogeografický a společensko-ekonomický. Velký vliv má také výška, hmotnost, aktivní tělesná
hmota, somatotyp atd. Každý somatotyp má vlohy a předpoklady pro rozvoj specifických pohy-
bových schopností. Mezomorfní typ snadněji buduje svalovou hmotu, má proto potenciál pro
rozvoj komplexních svalových schopností. Ektomorfní typ má předpoklady pro rozvoj běžické
rychlosti a poslední ze somatotypů, endomorf, má sklony k nadváze, ale také pro nabírání sva-
lové hmoty, jsou to např. kulturisté a často nemají dobře vyvinuté schopnosti obratnosti (Szopa
et al., 2004). Rychtecký a Fialová (2002) uvádějí, že celistvé, systematické a dlouhodobé půso-
bení na rozvoj pohybových schopností s ohledem na pohlaví a věk, zlepšuje tělesnou zdatnost,
výkonnost i odolnost lidského organismu.

Úseky v motorickém vývoji člověka, ve kterých je žádoucí rozvíjet danou motorickou
schopnost, nazýváme senzitivní období. Jde o etapu v ontogenetickém vývoji člověka, ve které
může působením tréninku dojít k nejvýraznějšímu nárůstu úrovně dané schopnosti (Dovalil et
al., 2008). Perič (2008) přiřadil jednotlivých motorickým schopnostem následující senzitivní ob-
dobí v ontogenetickém vývoji dítěte:

- Rychlost: 8–13 let
- Vytrvalost: celý život, do 15 let rozvíjíme pouze aerobní vytrvalost
- Síla: 8–14 let
- Obratnost: 7–12 let

- Flexibilita: 8–12 let

V souvislosti s motorickými schopnostmi se pojí dva pojmy – potencialita a predikovatelnost. Potentialita neboli jakási možná uskutečnitelnost. To znamená, že určitá motorická schopnost, kterou jedinec geneticky disponuje a která je na vysoké úrovni, mu umožňuje být vynikající v dané sportovní disciplíně, nic ale nezaručuje to, že se výborným sportovcem opravdu stane. Predikovatelnost je u motorických schopností způsobena tím, že jsou relativně stálé a je tak možné předvídat výsledky pohybových činností (Dovalil, 2002).

Možností klasifikace motorických schopností je několik a v současnosti neexistuje jejich jednotná struktura. Čelikovský et al. (1985) dělí motorické schopnosti na silové, vytrvalostní, rychlostní a obratnostní. Měkota a Novosad (2005) rozděluje schopnosti do následujících kategorií:

- kondiční schopnosti – silové, vytrvalostní a rychlostní síla – determinované energetickými procesy,
- koordinační schopnosti – orientační, diferenční, rovnováhové, rytmické a reakčně rychlostní – souvisí s procesy řízení a regulace pohybu a s jeho přesností,
- Kondičně-koordinační neboli hybridní schopnosti – částečně rychlostní síla a reakční schopnosti, akční rychlost – tzv. smíšené schopnosti.

Silové schopnosti

Silové schopnosti jsou definovány jako schopnost „překonávat či udržovat vnější odpor svalovou kontrakcí“ (Perič & Dovalil, 2010, p. 79). Perič a Dovalil (2010) stejně jako Čelikovský (1990) dělí silové schopnosti na základě vnějšího projevu, požadavků k rozvoji a typu svalové kontrakce do dvou základních skupin: statická a dynamická síla. Statická síla představuje izometrické kontrakce, kdy sval nemění svou délku, ale jeho napětí roste a je tedy podstatou všech cvičení s výdrží. Podstatou dynamické síly je naopak kontrakce izotonická. Při této kontrakci dochází k tomu, že sval mění svou délku a napětí je relativně stále stejné. Jedná se tedy o pohyb hybného systému nebo jeho částí. Čelikovský (1990), Perič a Dovalil (2010) a Měkota s Novosadem (2005) pak dělí strukturu silových schopností do několika dalších skupin:

- maximální síla – největší síla, kterou je nervosvalový systém schopen vyvinout při volní kontrakci, tzn. překonává nejvyšší možný odpor malou rychlostí,
- rychlá síla (startovní, explozivní) – schopnost dosáhnout co největšího silového impulsu v časovém intervalu, ve kterém se musí pohyb realizovat,
- reaktivní síla – schopnost vytvořit optimální silový impuls v kombinaci excentrické a navazující koncentrické svalové činnosti,

- vytrvalostní síla – schopnost opakovaně a dlouhodobě překonávat nebo brzdit ne- maximální odpor.

Vytrvalostní schopnosti

Vytrvalostní schopnosti jsou komplex předpokladů provádět činnost požadovanou inten- zitou co nejdéle nebo co nejvyšší intenzitou ve stanoveném čase. Jsou základním pilířem pro rozvoj kondice a v poměrně velké míře zde hraje roli dědičnost. Vytrvalostní schopnosti závisí na individuálním stavu kardiorespirační soustavy, to znamená, jak rychle je organismus schopný dodávat pracujícím svalům kyslík a živiny a jak efektivně je organismus schopný odvádět zplodiny z látkové výměny. Je také přímo úměrná úrovni rozvoje psychických procesů (Měkota & No- vosad, 2005).

Dovalil et al. (2008) dělí vytrvalostní schopnosti podle délky trvání do několika skupin:

- dlouhodobá – od 10 minut do několika hodin (např. běh na lyžích, cyklistika),
- střednědobá – do 8–10 minut (např. běh na 1500 m),
- krátkodobá – do 2–3 min (např. běh na 800 m),
- rychlostní – do 20–30 sekund (např. běh na 200 m).

Rychlostní schopnosti

Rychlostí schopnosti lze definovat jako schopnost zahájit a uskutečnit pohyb v co nejkrat- ším časovém úseku. Předpokládá se, že je činnost krátkodobého charakteru s dobou trvání ma- ximálně 15–20 s. Dalšími předpoklady je koordinační nenáročnost a žádné nebo jen velice nízké překonávání vnějšího odporu (Čelikovský, 1990). Energetické krytí je v případě maximálních in- tenzit zajištěno ATP-CP systémem (Choutka & Dovalil, 1991).

Dovalil et al. (2008) dělí strukturu rychlostních schopností následovně:

- reakční – schopnost co nejrychleji reagovat na daný podnět,
- acyklická (rychlost jednorázového pohybu) – schopnost dosáhnout maximální rych- losti pohybu bez odporu nebo proti velmi nízkému odporu,
- cyklická – schopnost dosáhnout vysoké frekvence cyklického pohybu bez vnějšího odporu s dobou trvání do 15 sekund,
- komplexní – kombinace reakční, cyklické a acyklické rychlosti.

Flexibilita

Flexibilita neboli pohyblivost je schopnost realizovat pohyb v náležitém kloubním rozsahu. Úroveň této schopnosti se mění spolu s věkem. Na základě fyziologických a anatomických odliš- ností mají vyšší rozsah pohybu ženy (Měkota & Novosad, 2005).

Dovalil et al. (2008) dělí flexibilitu na:

- statickou – co nejdelší výdrž v krajní poloze,
- dynamickou – cílové polohy těla je dosaženo švihovým pohybem,
- aktivní – do krajní polohy se dostáváme bez vnější dopomoci,
- pasivní – do krajní polohy se dostáváme s vnější pomocí.

Koordinální schopnosti

Definice těchto schopností je složitější než u předchozích a dodnes není definice autorů jednotná. Obecně lze považovat za schopnosti provádět komplikované a koordinované pohyby či jednotlivé pohybové fáze v měnících se podmínkách. Jsou úzce spjaty s řízením a regulací pohybové činnosti. Dle Měkoty a Novosada (2007) se koordinální schopnosti dělí na několik skupin:

- **Diferenciační** – schopnost vnímání pohybu z hlediska prostoru, času, rychlosti a komplikovanosti. Umožňuje provádět jemné, přesné a plynulé pohyby. Rozvoj této schopnosti je důležitý v technicko-estetických sportech jako je gymnastika, tanec nebo krasobruslení.
- **Orientační** – schopnost určovat a měnit polohu a pohyb těla v prostoru a čase. Tato koordinální schopnost je významná především v kolektivních sportech, kde kromě vlastního pohybu musíme vnímat pohyby spoluhráče/protihráče, pohyb míče apod.
- **Rovnováhové** – schopnost udržet nebo obnovit rovnováhu těla v měnících se podmínkách.
- **Reakční** – schopnost reagovat na určité podněty v co nejkratším čase. Indikátorem je reakční doba a schopnost se nejvíce projevuje při sportech, kde je potřeba rychle reagovat na vnější podněty, např. sprinty (výstřel pistole), sportovní hry apod.
- **Rytmické** – schopnost pohybem vyjádřit rytmus, buď daný nebo obsažený v činnosti. Řadí se sem sporty jako gymnastika a krasobruslení, ale také sporty cyklického charakteru, kdy je nutné vystihnout správný a účelný rytmus, např. běh a veslování.
- **Sdružování pohybů** – schopnost spojování a propojování jednotlivých pohybů těla do celkového pohybu s vlivem aktuálních časových a prostorových podmínek. Jde tedy o účelnou koordinaci pohyby celého těla ve vztahu k uskutečnění cíle pohybového jednání. Schopnost je důležitá pro složité koordinální úkoly, např. hod na koš či skok vysoký.
- **Přestavba pohybů** – schopnost přizpůsobení či změny pohybové činnosti novým, měnícím se podmínkám během pohybové činnosti. Důležité např. při nepředvídatelných situacích během hry.

2.1.1.3 Motorické dovednosti

Podle Periče a Dovalila (2010) lze definovat motorické dovednosti jako určité předpoklady ke správnému a efektivnímu provedení pohybového úkolu. Kdy správného, rychlého a úsporného řešení pohybových úkolů lze dosáhnout pomocí učení a pravidelného opakování. Měkota a Cuberek (2007, p. 9) definují motorické dovednosti jako „motorickým učením a opakováním získaná pohotovost (způsobilost, připravenost) k pohybové činnosti, k řešení pohybového úkolu a dosažení úspěšného výsledku.“ Belej a Junger (2006) pak doplňují, že správné pohyby lze provádět i při jakékoliv změně podmínek vnitřního a vnějšího prostředí. Dobrá úroveň motorických dovedností je důležitá i v každodenním životě a umožňuje nám efektivně provádět veliké množství běžných pohybových činností. Perič a Dovalil (2010) pak dodávají, že motorické dovednosti jdou při tréninku sportovce stimulovat mnohem lépe, než je tomu u motorických schopností. Perič a Dovalil (2010) dělí motorické dovednosti do tří kategorií:

- primární dovednosti – základní všeobecné lidské pohyby – chůze, běh, skoky,
- pohybové dovednosti – na rozdíl od primárních dovedností již nesouvisí s přirozeným vývojem a jsou základem pro všestrannou pohybovou přípravu u dětí,
- sportovní dovednosti – specifické dovednosti využívané při sportovních výkonech v konkrétních specializacích.

Hirtz (1985) uvádí, že motorické dovednosti mají úzkou souvislost s koordinačními schopnostmi, neboť v procesu získávání nových dovedností je zásadní právě úroveň koordinačních schopností. Tento vztah popisují také Lun Fu et al. (2016), kteří upozorňují především na to, že pokud bude mít dítě nízkou úroveň koordinačních schopností, předpokládá se i negativní vztah k pohybové aktivitě a v důsledku toho se dítě bude pohybu vyhýbat a mít k němu odpor, čímž se ocitáme v začarovaného kruhu. Velmi důležitá je tedy pozitivní motivace k pohybu a uvědomění si benefitů spojených s pravidelným pohybem.

Proces získávání motorických dovedností se nazývá motorické učení, kterému se věnuje následující kapitola.

2.1.1.4 Motorické učení

Motorické učení jsou procesy pojící se se zažitou praxí a zkušeností, které vedou k relativně stálému zlepšení motorických dovedností (Schmidt, 1999). Novodobější definice motorického učení dle Měkoty (2007) popisuje pohybové učení jako systém procesů při kterém získáváme způsobilost k dané činnosti.

Podstatou motorického učení je osvojování pohybů a jednotlivých pohybových struktur, které jsou založeny na vzájemné koordinaci pohybů se senzomotorickými jevy. Výsledkem

tohoto procesu jsou pak zlepšené pohybové dovednosti, přičemž velký vliv na tento proces mají kognitivní procesy, jako je kontrola výsledků dané činnosti a celková zpětná vazba. Významně se tedy do procesu motorického učení zapojuje nervosvalová regulace pohybu, protože jak už bylo výše zmíněno, pohyb je činnost neuromotorická, kdy dochází ke stimulaci svalových a nervových buněk, k vyvolání vzruchu, a nakonec k samotnému pohybu. Pokud se tyto procesy často opakují, dojde k jakémusi utužení a díky tomu také k vytvoření pohybových vzorců a schémat řízení konkrétních pohybů (Dovalil et al., 2009; Lotze et al., 2003).

Autoři ve svých publikacích dělí proces motorického učení většinou do čtyř nebo tří fází, ale můžeme se setkat s dělením pouze na dvě fáze, jako u Jandy a Vávrové (1992). Ti kategorizují motorické učení podle úrovně řízení pohybu – zvládnutí nového pohybu (zapojení motorických a sensorických oblastí mozkové kůry) a pohyby bez výraznější volní kontroly, a tudíž energeticky úsporné (zapojení podkorových center) (Janda & Vávrová, 1992).

Schmidt a Lee (2011) upřednostňují třífázový model, který zahrnuje kognitivní, asociační a autonomní fázi. Při kognitivní fázi dochází k procesu sběru informací, k počátečnímu seznámení s pohybem, k instrukcím a motivaci. V druhé fázi se jednotlivé kroky z první fáze dávají dohromady. Vyznačuje se nepřesnými a nesouvislými pohyby s dlouhým trváním a zároveň je zde snaha o úpravu provedení daného pohybu. Postoupit do poslední autonomní fáze vyžaduje hodně času a tréninku. Provedení pohybu je bez velké volní kontroly, je automatické, plynulé a energeticky úsporné.

Vilímová (2009) dělí fáze motorického učení do čtyř kategorií, jejichž pořadí je vždy stejné a je nutné ho zachovat.

Generalizace

První fáze začíná seznámením s pohybovou činností a jejími jednotlivými částmi. Pohyb je nejdříve velice nekoordinovaný, a to hlavně kvůli tzv. iradiaci. To znamená, že člověk provádí pohyb neefektivně a zapojuje i takové svalové skupiny, které nejsou k provedení pohybu potřeba. Typická je také vysoká mentální aktivita, protože je potřeba zajistit velmi důležité a v této fázi učení naprosto nezbytné procesy jako je paměť a myšlení. Díky aktivaci zmíněných procesů může dojít k tvorbě pohybových programů, které jsou nezbytné pro zvládnutí dalších fází motorického učení. Ve fázi generalizace je také velmi důležitá správná a pozitivní motivace, aby nedošlo k odrazení a odporu k dalšímu nácviku (Choutka & Dovalil, 1991; Rychtecký & Fialová, 1998; Vilímová, 2009).

Diferenciace

V této fázi se jedinec zaměřuje na nácvik a opakování, přičemž dochází ke zdokonalování určité pohybové dovednosti. Mizí nadbytečné pohyby a prvotní nekoordinovanost. Dochází k lepšímu uvědomění celkového pohybu, avšak ekonomicky je pohyb stále velice neefektivní.

Mentální aktivita je oproti první fázi nižší, naopak úroveň dovednosti je vyšší. Opět je vhodně zařadit motivační a aktivizační prvky, aby jedince pohyb neomrzela (Dovalil et al., 2008; Vilímová, 2009).

Automatizace

Stále dochází ke zdokonalování pohybových dovedností. Pohyb je koordinovaný a ekonomicky provedený. Přestává být důležitá zraková kontrola a pohyb začíná být automatický. To umožňuje, aby jedinec sledoval i své okolí (důležité např. ve sportovních hrách). Ve fázi automatizace je mentální aktivita na nízké úrovni a úroveň dovedností je vysoká (Jansa, 2014; Vilímová, 2009).

Tvořivá koordinace

Vilímová (2009) zařazuje do motorického učení ještě čtvrtou fázi zvanou tvořivá koordinace. Pro některé autory je tato fáze součástí té třetí, ale Vilímová (2009) i další někteří autoři ji považují za právoplatnou součást celého procesu. Fáze, kdy je úroveň dovedností na úrovni výkonnostního sportu a při níž je mentální aktivita opět na velice vysoké úrovni v důsledku tvořivosti jedince a tvoření jeho osobitého stylu.

Nácvik pohybových dovedností musí projít všemi zmíněnými fázemi, avšak ne všem jedincům se tuto náročnou cestu podaří absolvovat. Důležitou roli při tom hrají časové možnosti, vůle, motivace, samotný postoj jedince či jeho předpoklady (Měkota & Cuberek, 2007).

Mareš (2013), Choutka et al. (1999) nebo Rychtecký a Fialová (1995) dělí motorické učení na několik druhů:

- Imitační učení – jedinec se učí díky napodobování pohybů,
- instrukční učení – jedinec se učí a cvičí dle slovních pokynů,
- zpětnovazební učení – jedinec se učí díky svým chybám,
- problémové učení – jedinec sám hledá nejvhodnější řešení pro realizaci pohybu,
- ideomotorické učení – představení si pohybu ve vlastní představě.

Jednotlivé druhy motorického učení jsou úzce spjaty a vzájemně se doplňují.

2.1.2 Ontogeneze lidského pohybu

Pod pojmem ontogenetický vývoj rozumíme soubor všech individuálních změn jedince, které probíhají nepřetržitě po celý jeho život. Během tohoto vývoje je přirozený pohyb nahrazován pohybovým cvičením (Havlíčková, 1997). Ontogeneze se také často pojí s pojmem fylogeneze, což znamená celkový vývoj druhu organismu. Je důležité si uvědomit, že oba tyto pojmy jsou úzce propojeny a vzájemně na sebe působí a determinují se (Pavlík, 2010).

Jak již bylo zmíněno v předchozích kapitolách, lidský pohyb se postupně mění a neustále se vyvíjí v průběhu celého života. Ontogeneze s pohybem velmi úzce souvisí, mezi těmito procesy existuje obousměrný vztah, který zapříčiňuje to, že se vzájemně ovlivňují (Dylevský et al., 1997). Zmíněný proces vychází ze základních principů evoluční fyziologie a můžeme ho shrnout od jasného vztahu – pohyb působí na vývoj a vývoj působí na pohyb (Kučera, 1996). Pro správný vývoj člověka a správnou funkčnost lidského organismu je pohyb nezbytný, a to zejména v období rané ontogeneze, kdy pohyb aktivuje jednotlivé mozkové procesy v místech, kde se postrádá abstraktní myšlení z důvodu nedostatečné psychické zralosti (Trojan et al., 2001).

Motorický vývoj lze charakterizovat jako neustále se zdokonalující funkce pohybové koordinace, větší hbitost a ladnosti pohybu, které se stávají energeticky úspornějšími (Langmeier & Krejčířová, 2006).

Existuje několik činitelů, které složitý motorický vývoj ovlivňují: dědičnost, výchova, prostředí a v neposlední řadě i vlastní pohybová aktivita. Mezi jednotlivými činiteli je patrný vztah a vzájemně se ovlivňují. Motorický vývoj a jeho průběh závisí na vnitřních a vnějších činitelích. Vnější činitelé jsou ty, které působí na jedince zvenku, např. prostředí a výchova. Naopak vnější činitelé působí zevnitř člověka.

Dědičnost je v motorickém vývoji významným determinantem. Na základě genotypu získáváme dědičně různé znaky a vlastnosti, které máme možnost dále rozvíjet vlastní aktivní činností. Fylogeneticky starší vlastnosti, které mají v průběhu ontogeneze dlouhodobější vývoj, jsou dědičností ovlivněny mnohem více (Pavlík, 2010; Švancara, 1969).

Druhým činitelem je **výchova**, tedy činnost zaměřená na formování lidské osobnosti. V tomto případě se zaměříme na pohybovou výchovu, ve které je potřeba, stejně jako u ostatních výchov, plně respektovat jedince jako individuum s různými specifiky – jak tělesnými, tak psychickými. Dítě je ve velké míře ovlivněno výchovou v rodině, která by měla poskytnout dostatečné množství podnětů k podpoře pohybové aktivity dítěte. Dále na dítě působí výchova ve školním prostředí, kde hrají hlavní roli učitelé a trenéři.

Předposledním činitelem je **prostředí**. Na člověka působí dvě hlavní prostředí – sociální a materiální. Sociální prostředí zahrnuje rodinu, školu, práci i prostředí volného času. Materiálním prostředím se myslí příroda, technika a ekonomické zázemí. Rodinné prostředí je zásadní při formování dítěte, má poskytnout pozitivní příklad a možnosti všestranného pohybového rozvoje. Ve školním prostředí je úkolem učitele, aby se stal vzorem, který se budou děti snažit napodobit a jeho hlavním, a zajisté ne snadným, úkolem je nadchnout děti pro celoživotní pohybovou aktivitu. Dále motorický vývoj ovlivňují média, literatura, ale i zvyky a tradice. Mimo jiné má na vývoj vliv ekonomická situace rodiny a její materiální zázemí.

Aktivní účast člověka na svém vlastním motorickém vývoji je posledním z činitelů. Pohybovou a sportovní činností formujeme sami sebe v několika různých rovinách – fyzické, psychické i sociální (Pavlík, 2010).

Organismus se vyvíjí jako celek, motorický vývoj je mu proto podřízen a řídí se určitými vývojovými zákonitostmi, které shrnuje následující text (Bernstein, 2014; Shumway-Cook & Woollacott, 2007; Cech & Martin, 2002; Pavlík, 2010; Měkota et al., 1988).

- **Zákon celistvosti a jednoty organismu**

Vývojové změny motorických funkcí úzce souvisí se změnami celého organismu a tělesným i psychickým vývojem.

- **Zákon nezvratnosti a neopakovatelnosti**

Vývoj probíhá postupně – po etapách v daných časových úsecích, které na sebe navazují a jeho průběh je apodiktický a jedinečný.

- **Zákon diferenciaci a specializace**

Motorický vývoj v mladším věku je velmi podobný a mezi jedinci nedochází k velkým rozdílům. Čím jsme starší, tím více se motorický vývoj diferencuje a mezi jedinci se zvyšuje individuální variabilita (interindividuální variabilita). K tomuto vývoji dochází v celém organismu na všech jeho úrovních – buněčné, orgánové a funkční a je zapříčiněn rozvojem CNS.

- **Zákon nerovnoměrnosti**

Vývojové změny a jejich množství probíhá nerovnoměrně. Např. největší a nejvýraznější rozvoj nastává již v zárodečném a nitroděložním období vývoje jedince. Tyto nerovnoměrné vývojové změny je možné dělit na několik fází: vzestup, kulminace a involuce, regrese.

- **Zákon asynchronie**

Tento zákon hovoří o tzv. periodicitě a alternaci. Periodicita znamená, že dochází ke střídání akcelerace vývoje s obdobím relativního klidu a alternaci je možné popsat jako střídání vývoje jednotlivých orgánů, funkcí atd. Zákon stále probíhá podle zákona celistvosti, pouze asynchronně. Právě z důvodu působení tohoto zákona, existují vývojová období, kdy je vhodné rozvíjet motorické schopnosti jedince, jedná se o tzv. senzitivní období.

- **Zákon jednoty organismu a biologického a sociálního prostředí**

Stejně jako pohyb nesouvisí pouze s fyzickou stránkou jedince, tak i vývoj motoriky spadá do procesů, které nejsou pouze biologické. V tomto případě se jedná o proces socializace, kdy na jedince působí vlivy prostředí. Rodina, kolektiv, společnost obecně, to vše ovlivňuje a formuje kvalitu i kvantitu dětské motoriky.

Vývoj člověka můžeme rozlišovat dle Příhody (1977) na následující vývojové etapy:

- Nitroděložní vývoj – od početí do porodu (280 dní) – první projevy života pohybem
- První dětství:
 - Novorozenec (6 týdnů) – vrozené reflexní pohyby
 - Kojenec (6 týdnů až 1 rok) – vývoj vzpřimování, uchopování a lokomoce
 - Batole (1 až 3 roky) – vývoj chůze, běhu a manipulace s předměty
- Druhé dětství:
 - Předškolní věk (3 až 7 let) – rozvoj nových, celostních pohybů
 - Školní věk (7 až 11 let) – zvýšená motorická učenlivosti
- Pubescence (11 až 15 let) – diferenciacce a přestavba motoriky
- Adolescence (15 až 20 let) – integrace a završování motorického vývoje
- Mladší dospělost (20 až 30 let) – kulminace motorické výkonnosti
- Doba životní stabilizace a vyvrcholení – střední dospělost (30 až 45 let) – stabilizovaná motorická výkonnost
- Inetervium – starší dospělost (45 až 60 let) – pokles motorické výkonnosti
- Senium – počáteční stáří (60 až 75 let) – počínající involuce lidské motoriky
- Kmetství – pokročilé stáří (75 až 90 let) – involuce lidské motoriky
- Patriarchium – krajní stáří (nad 90 let) – úpadek lidské motoriky

V následujícím textu je podrobněji popsán motorický vývoj dítěte. Pro potřeby diplomové práce je tato část zaměřená pouze na ontogenezi motoriky dětí do období pubescence.

Pohyb se rozvíjí už od nitroděložního vývojového období a pohyby jsou pozorovatelné již od konce 6. embryonálního týdne (Trojan et al., 2001).

Od 3. měsíce si kojeneček již uvědomuje pohybovou činnost a dochází ke kefalokaudálnímu postupu (nejdříve aktivně ovládá hlavičku, pak v pasivním sedu vyrovnává krční a následně bederní páteř, poté leze po kolenou a postaví se na chodidla).

V batolecím věku se již zlepšuje lokomoce na konci tohoto vývojového období dítě již jistě chodí. Jemné pohyby se učí opět kefalokaudálně v pořadí loket, zápěstí, a nakonec prsty. Batole je schopné překonat překážku, umí běhat, ale stále se často a rádo vrací na zem.

V předškolním věku dochází k rozvoji základních pohybových dovedností. Zdokonaluje se běh a děti se učí skákat a házet. Je možné také položit první základy vybraných sportovních disciplín, např. v pěti letech se začíná trénovat gymnastika, lyžování, plavání, bruslení nebo jízda na kole. V biologickém vývoji se formuje páteř, proto je důležité dbát na správné držení těla (Hájek, 2012).

Mladší školní věk a nástup do školy znamená určité pohybové omezení. V tomto věku se určuje tzv. filipínská míra, což je orientační zkouška pro to, zda je dítě biologicky zralé pro školní docházku. Dítě je biologicky zralé, pokud rukou dosáhne přes vzpřímenou hlavu na ucho na protilehlé straně hlavy. Pokračuje zdokonalování pohybových dovedností a začíná se rozvíjet obratnost a koordinace. V mladším školním věku je také vhodné začít učit základní sportovní dovednosti jako jsou skoky, přeskoky, překonávání překážek i herní činnosti. Později dochází k celkovému zlepšení v oblasti motorického vývoje a začíná se s většinou sportovních disciplín. Stále je velmi důležitý všestranný pohybový rozvoj.

Období pubescence je obdobím stagnace motoriky a celkového zhoršení koordinace pohybu. Dochází k biologickým změnám, zpevnění kostí a růstovému sprintu. Častá je také protichůdnost v motorickém chování, buď je dítě horlivé, nebo ho naopak nic nezaujme, zvládá obtížné motorické pohyby, ale lehké odbývá. U sportujících dětí je pohybová aktivita velmi častá a intenzivní, naopak u dětí, které nesportují, se objevují problémy s koordinací (Čelikovský, 1984; Kučera, 1996; Příhoda, 1997).

Mačková a Máček (1997) popisuje ontogenezi motoriky následovně. V mladším školním věku se začíná rozvíjet obratnost a rychlost. V období pubescence se zvyšuje síla z důvodu růstu svalové hmoty, a nakonec se rozvíjí vytrvalostní schopnosti. Havlíčková (1997) je více detailnější a k rozvoji rychlosti v mladším školním věku přidává také rozvoj dynamické svalové síly, poté rozvoj vytrvalostních schopností a jako poslední dochází k rozvoji statické svalové síly.

Vztah k pohybové aktivitě a pohybu obecně v dětství, ovlivňuje přístup k pohybu v dospělosti. To znamená, pokud nebude mít dítě kladný vztah k pohybu, je pravděpodobné, že se u něj v dospělosti projeví pohybový deficit a hypokineze. Proto je velmi důležité u dětí vytvořit pozitivní vztah k pohybu, a to nejlépe v období mezi prvním a třetím rokem a poté mezi šestým a sedmým rokem života (Fialová & Rychtecký, 2002).

2.2 Pohybová aktivita

Jako konkrétnější příklad lidského pohybu je možné označit pohybovou aktivitu. Tyto dva pojmy je nutné rozlišit, protože obecně lidský pohyb v sobě zahrnuje nejen aktivní pohybovou činnost, ale i tu pasivní. Termínem pohybová aktivita rozumíme jakýkoliv tělesný pohyb s vyšším kalorickým výdejem, tedy s výdejem energie nad úroveň klidového metabolismu a s pozitivními účinky na zdraví člověka (Bess, 2010; Blahutková et al., 2005; Bouchard et al., 2007; Sigmund & Sigmundová, 2011). Měkota a Cuberek (2007) do definice přidávají, že pohybová aktivita je soubor činností, které jsou podmíněné souhrou biologických funkcí. Blahutková et al. (2005) uvádí, že pohybová aktivita je jedním ze základních fenoménů lidského života a je zainteresována ve všech složkách dění moderní společnosti a zároveň pohybovou aktivitu označují za druh tělesného pohybu jedince. Fyzický pohyb člověka, tedy i pohybová aktivita, je ovlivněna vnitřními a vnějšími aspekty. Mezi ty vnitřní řadíme psychickou a fyziologickou stránku i nervosvalovou koordinaci, intenzitu, frekvenci atd. Vnější aspekt je např. typ prováděné činnosti. S těmito aspekty pak souvisí tzv. FITT charakteristika pohybové aktivity, která uvádí frekvenci, intenzitu, typ a trvání pohybové aktivity (Dobrý et al., 2009).

Pravidelná pohybová aktivita je velmi důležitá pro zdraví člověka. Pozitivně ovlivňuje kosterní i svalový aparát, udržuje optimální tělesnou hmotnost a ve stáří prodlužuje soběstačnost. Už od dětského věku je důležité vytvářet pozitivní vztah k pohybové aktivitě, tak aby se stala součástí životního stylu jedince. Proto by měla být prováděna vždy dobrovolně s pozitivním postojem a s dostatečnou motivací (Sigmund & Sigmundová, 2011). Jedním z významů pohybové aktivity je také umožnění orientace v konkrétním prostředí, získávání pohybových dovedností a osvojení si pohybových návyků nezbytných pro život (Komačková, 2009). Pohybová aktivita má také důležitou socializační funkci, a to nejen pro děti, ale i pro dospělé.

Je nutné si uvědomit, že i pohybová aktivita může škodit, pokud není přizpůsobená věku a zdravotnímu stavu jedince. Časté neadekvátní přetěžování organismu může vést ke zdravotním obtížím i ztrátě motivace (Měkota & Cuberek, 2007).

Během posledních několika desítek let došlo vlivem změny životního stylu člověka k výraznému snížení objemu i intenzity přirozené pohybové aktivity. Sedavý způsob života způsobil nerovnováhu mezi množstvím pohybové aktivity a přísunu energie. Tato nerovnováha pak vede ke zdravotním problémům známým jako civilizační choroby (Měkota & Cuberek, 2007).

Klasifikace pohybové aktivity se liší podle autorů. Frömel et al. (1999) ji rozděluje na organizovanou, která je plánovaná a vedena učitelem, trenérem, cvičitelem apod. a neorganizovanou, při které je aktivita prováděna bez vedení a zcela spontánně. Měkota a Cuberek (2007) dělí pohybovou aktivitu následovně:

- Intencionální – cílená,
- habituální – běžná,
- spontánní – samovolná,
- sportovní,
- volnočasová,
- organizovaná – ve škole, v klubu apod.

Jako poslední příklad klasifikace pohybové aktivity uvádím dělení dle Sigmunda a Sigmundové (2011):

- Habituální – běžně prováděná každodenní činnost. Zahrnuje např. lokomoci, manipulaci, hru, sebeobslužnou motoriku apod.
- Organizovaná – plánovaná pohybová činnost, která je vedena a usměrňována edukátorem (učitel, trenér, cvičitel). Jsou to vyučovací jednotky tělesné výchovy nebo tréninkové jednotky.
- Neorganizovaná – činnost bez přímého vedení, spontánní a prováděná ve volném čase.
- Týdenní – soubor organizovaných a neorganizovaných pohybových aktivit v jednom týdnu.

Konec této kapitoly je věnován pohybu dětí, protože právě pohybová aktivita je důležitá pro jejich realizaci správný vývoj, a hlavně je jejich naprosto přirozenou součástí. Pohybová aktivita a sportovní činnost dětí je poměrně složitý a dlouhodobý proces ve kterém hrají důležitou roli rodiče i sportovní trenér (Perič, 2004). U dětí je pohybová aktivita velmi úzce spjata s procesem socializace, která do pohybových činností vnáší učení se respektování pravidel i ostatních hráčů a spolupráci v týmu. Jak již bylo zmíněno výše, pohybová aktivita slouží jako prevence vzniku civilizačních chorob, v dětském věku je to v největší míře obezita (Sekot, 2015). Pravidelně se pohybující se děti mají dobré držení těla, mají pod kontrolou své energetické zdroje, pevné kosti a celkově jsou zdravější než pasivní jedinci (Galloway, 2007). V případě, že si dítě osvojí pravidelnou pohybovou aktivitu již v brzkém věku, je vysoký předpoklad, že bude i v dospělosti pohybově aktivní (Pastucha, 2011). Další velkou výhodou pro děti, které jsou aktivní od útlého věku, je schopnost intuitivního řešení problémů souvisejících s pohybem a lépe se učí novým a složitým pohybovým strukturám i v pozdějším věku (Galloway, 2007).

Bohužel i v případě dětského věku, kdy má největší část pohybové aktivity zaplnit spontánní a přirozená činnost, dochází ke změně v životním stylu v podobě pasivně tráveného času. Přirozenou pěší chůzi nebo aktivní dopravu do školy nahradila jízda autem a hromadnou

dopravou. Ve volném čase děti raději sedí u televize a počítače, než aby si hrály venku s kamarády (Harrison et al., 2006).

2.2.1.1 Zatížení a zatěžování

Prostřednictvím tělesných cvičení, které vybíráme na základě dané pohybové aktivity, je uskutečněno zatížení. Zatížení je realizováno dle určitých metod a postupů a zároveň je jedním z adaptačních podnětů pohybového tréninku. Pokud bychom měli pojem zatížení definovat, tak jde o záměrný, cílený podnět k pohybové činnosti, kdy dochází k funkčním změnám organismu. Za zatížení považujeme takovou pohybovou činnost, která je vykonávána tak, že vyvolává žádoucí aktuální změnu funkční aktivity člověka a ve svém důsledku trvalejší funkční, strukturální a psycho-sociální změny.

Funkce zatížení jsou rozvoj, renovace, stabilizace a regenerace, které spolu úzce souvisí a vzájemně se ovlivňují. Jejich jednotlivé cíle jsou následující (Dovalil, 2002):

- rozvoj – výrazné zlepšení pohybové činnosti,
- renovace – obnovení trénovanosti po případné pauze (po zranění, nemoci apod.),
- stabilizace – udržení dosažené úrovně trénovanosti,
- regenerace – aktivní odpočinek, který pozitivně ovlivňuje zotavovací proces.

Jak již bylo zmíněno v předchozí kapitole, velikost zatížení lze chápat jako vícerozměrnou veličinu, která se skládá z těchto charakteristik: intenzita cvičení, doba trvání cvičení, počet opakování cvičení, interval odpočinku mezi cvičením a způsobu odpočinku (Dovalil, 2002). Dle Dovalila (2002) má určující význam pro nárůst trénovanosti právě objem a intenzita cvičení, které jsou ve vzájemném protikladu, tedy jsou nepřímo úměrné.

Intenzita zatížení – kvalitativní stránka cvičení, která je dána (Dovalil et al., 2012):

- fyziologickými charakteristikami – srdeční frekvence, spotřeba kyslíku, hladina laktátu apod.,
- frekvencí a rychlostí pohybů,
- výškou a délkou pohybu,
- velikostí překonávaného odporu,
- složitostí přesností a efektivností pohybu.

Intenzita zatížení vyjadřuje stupeň vynaloženého úsilí v pohybové činnosti. Ten se kromě vnějších parametrů projevuje také na buněčné úrovni ve formě energetického výdeje – aktivací systémů ATP-CP, LA a O₂. Tyto energetické systémy určují intenzitu metabolismu, která odpovídá intenzitě cvičení (maximální, submaximální, střední a nízká). Zásadním ukazatelem intenzity

zatížení je srdeční frekvence a pásma intenzity pohybového zatížení podle % SF_{max} (Dovalil et al., 2012).

Tabulka 1

Pásma intenzity pohybového zatížení podle % SF_{max} dle Dovalila et al., (2012)

Pásma	% SF_{max}	Charakteristika zatížení
1.	do 72 %	Urychlení regeneračních procesů
2.	73-79 %	Lehké aerobní zatížení
3.	80-86 %	Intenzivní aerobní zatížení
4.	87-92 %	Aerobně-anaerobní zatížení
5.	93 % a více	Anaerobní zatížení

Objem zatížení – kvantitativní stránka pohybu, která je dána:

- dobou cvičení – časem
- opakováním cvičení – počtem
- pro jednotlivé sporty – počtem km, vrhů, hodů, skoků atd.

Objem tréninkového zatížení je pak možné vyjádřit počtem tréninkových dní, jednotek nebo hodin.

Zatížení lze dále dělit na vnější a vnitřní (Lehnert et al., 2001).

- **Vnější zatížení** – vnější parametry pohybové činnosti
 - Vyjadřuje množství a kvalitu pohybových cvičení, např. doba trvání běhu, počet hodů apod.
 - Je ovlivněno trénovaností, trénovatelností i vnějšími podmínky jako je nadmořská výška, počasí apod.
- **Vnitřní zatížení** – odezva organismu na pohybovou činnost
 - Vysoce ovlivňuje trénovanost
 - Patří sem např. dechová a srdeční frekvence, množstvím laktátu apod.

Pokud dochází k dlouhodobému a soustavnému zatížení, pak se jedná o tzv. zatěžování, kdy na rozdíl od jednorázového krátkodobého zatížení dochází ke kumulativnímu efektu. Opakováním tréninkových zatížení dochází k adaptačním změnám v organismu (Dovalil et al., 2012).

2.2.1.2 Dynamické a statické zatížení

Již jsme se dozvěděli, že pohybová aktivita se vyznačuje vyšším energetickým výdejem, než je tomu v klidových podmínkách metabolismu. Tento výdej je způsoben statickou a dynamickou prací kosterního svalstva.

Dynamická zátěž je charakteristická svým cyklickým průběhem se změnou vzdálenosti začátku a úponu svalu s přibližně stálým napětím (izotonická svalová kontrakce). Průběh zkrácení a natažení svaloviny, tedy obecně dynamická práce těla, pozitivně ovlivňuje krevní oběh a s tím související přívod živin a kyslíku k pracujícím svalům a opačně odvod odpadních látek, metabolitů látkové výměny (Meijer, 1991). Na dynamické zatížení pohotově reaguje kardiovaskulární soustava. Změny v jejích hodnotách záleží na typu, intenzitě a objemu zátěže, ale i na individuálních zvláštностech jedince a na dalších okolních vlivech. Lze stanovit tři fáze typické pro tento druh zátěže. Nejdříve je tzv. úvodní fáze, která předchází samotné pohybové aktivitě. V této fázi se zvyšuje srdeční frekvence nad klidovou hodnotu, a to především kvůli vlivu emocí a podmíněných reflexů, tento jev je také znám jako *předstartovní stav*. Druhou fází je fáze iniciální, která se vyznačuje prudkým a následně pozvolnějším vzestupem srdeční frekvence. V momentě, kdy se srdeční frekvence ustálí, nastává tzv. *ustálený stav* (steady-state). Tento průběh nastane pouze v případě nepřesáhnutí úrovně anaerobního prahu. Pokud dojde k intenzitě pohybové aktivity nad úroveň anaerobního prahu, pak srdeční frekvence dále narůstá. V poslední *závěrečné fázi* po ukončení zátěže srdeční frekvence nejdříve prudce klesá, poté se pokles ustálí a návrat do výchozích hodnot trvá i desítky minut (Havlíčková et al., 2003; Máček & Radvanský, 2011).

Při statické práci dochází k izometrické svalové kontrakci, což znamená změnu v napětí svalu, ale bez viditelné změny jeho délky (sval se nezkracuje ani neprotahuje). Toto zatížení se nejčastěji spojuje s udržení těla nebo předmětů v určité poloze. Za rizikové může být pokládáno někdy až extrémní zvýšení krevního tlaku, např. u vzpěračských sportovních disciplín. Statická práce, oproti práci dynamické, je poměrně zatěžující, neekonomická a brzy vede ke svalové únavě i z důvodu méně efektivní látkové výměny ve svalu. O tom vypovídá i účinnost práce, kdy poměr mezi spotřebovanou energií a vykonanou vnější prací je u statické práce 6-8 %, zatímco u dynamické je to až 25 % (Robergs & Roberts, 1997).

V běžném životě dochází v závislosti na typu aktivity k propojení obou typů zátěže. Při cyklistice, fotbalu apod. jsou oba typy zátěže v rovnováze, v případě vzpírání převažuje statické zatížení a dynamická komponenta je dominantní u pohybové aktivity jako je běh nebo plavání na dlouhé vzdálenosti (Havlíčková et al., 2008).

2.3 Přístrojové měření pohybu člověka

V dnešní době je sledování pohybové aktivity poměrně aktuální téma a je mu věnováno značné výzkumné úsilí (Aminian et al., 2004). To se děje především z důvodu změny životního stylu a trendem sedavého způsobu života, který negativně ovlivňuje lidské zdraví (WHO, 2004). Díky předešlým výzkumům (Washburn & Montoye, 1986; Ainsworth et al., 1993) se potvrdilo, že vyhodnocování pohybové aktivity na základě vlastních údajů je velice nespolehlivé. Dle výzkumu Helmerhorsta et al. (2012) byla validita dotazníkových metod $r = 0,25-0,41$ a korelační koeficient reliability $r = 0,62-0,76$. Proto hrají mechanické detektory pohybové aktivity významnou roli nejen v oblasti monitoringu, ale také v epidemiologických studiích souvisejících s tímto tématem. Dále je význam těchto detektorů při tvorbě intervencí zaměřených na zvýšení úrovně pohybové aktivity a motivaci jedinců k těmto aktivitám (Riddoch et al., 2007). Obecně je ale měření pohybové aktivity velmi složité z důvodu širokého komplexu pohybového chování člověka (Frömel et al., 1999).

Podle Montoye et al. (1996) existuje více než 30 metod zkoumání pohybové aktivity. Každá z těchto metod má svá pozitiva i negativa a jejich výběr záleží na tom, jaké informace jsou pro nás primární. Sigmund a Sigmundová (2011) dělí prostředky pro monitorování pohybové aktivity do následujících skupin:

- kriteriální standardy – přímé pozorování, dvojitě izotopicky značená voda a nepřímá kalorimetrie,
- sekundární měření – akcelerometry, pedometry, snímače srdeční frekvence a multifunkční přístroje,
- subjektivní metody – dotazníky, rozhovory a záznamové archy.

Tato kapitola se bude zabývat pouze jedním z možných způsobů objektivního měření pohybové aktivity a tím je tzv. sekundární měření, tedy měření pohybové aktivity pomocí nositelných přístrojů. Mechanické detektory pohybu jsou přístroje, které zaznamenávají lidský pohyb. Tyto přístroje bývají zpravidla umístěné na těle měřeného, nejčastěji v oblasti trupu nebo končetin. Principem zaznamenávání dat o lidském pohybu je měření zrychlení (akcelerace) lidského těla nebo jeho segmentů. V dnešní době existují různé typy těchto přístrojů, od základních a jednoduchých pedometrů až po technicky složitější triaxiální akcelerometry (Freedson & Miller, 2000). Kombinace biomechanického a fyziologického snímání pohybové aktivity pak může poskytnout informace o délce trvání, frekvenci a intenzitě pohybové aktivity a také o druhu pohybu, poloze těla a jejich změně (Cuberek, 2017; Craig et al., 2003; De Jonge et al., 2007; Rodriguez et al., 2002).

V případě použití mechanických senzorů při záznamu pohybové aktivity je důležitá jejich validita. Aby bylo dosaženo adekvátním validity, je nezbytné, aby prováděná pohybová činnost zahrnovala větší množství lokomočních, dynamických aktivit jako je např. běh, tanec, sportovní hry apod. (Hendelman et al., 2000). Sensory často špatně zaznamenávají pohybové aktivity statického charakteru a také aktivity při kterých trup těla nevykonává výraznější vertikální pohyb (posilování, jízda na kole apod.) (Bassett et al., 2000). Dále je kladen důraz na reliabilitu a reaktivitu přístrojů.

2.3.1 IMU – inerciální měřicí jednotka

IMU (Inertial Measurement Unit) neboli inerciální měřicí jednotka je elektronické zařízení, které slouží k odhadu orientace a snímání pohybu. Obvykle se skládá z triaxiálních senzorů jako je gyroskop, akcelerometr a magnetometr, které následně kombinuje. Tato část práce se zaměřuje na první dva uvedené příklady, tedy na akcelerometr a gyroskop. V případě akcelerometrů jde o snímání lineárního zrychlení, gyroskopy pak zaznamenávají úhlovou rychlost.

Luinge (2002) IMU podrobněji popisuje a vysvětluje její fungování. IMU využívá tzv. technologii MEMS (Micro Electro Mechanical Systems). Jde o mikroelektromechanickou součástku, ve které jsou zabudována čidla. Díky této technologii mají IMU velice malé rozměry, což umožňuje jejich široké využití v praxi. V současné době, kdy se vývoj IMU neustále posouvá dopředu, se využívají triaxiální senzory, díky kterým lze detekovat pohybovou aktivitu ve třech rovinách. Samotná IMU se pak skládá samozřejmě ještě z dalších důležitých komponent jako je např. komunikační rozhraní, zdroje napájení, paměť a řídicí okruh.

Mezi výhody IMU patří nesporně jejich malý rozměr a nízká hmotnost. Díky tomu je pak možné pohodlné a účinné upevnění na tělo, nejčastěji pomocí textilních pásků. Jejich interní paměť umožňuje po delší dobu zaznamenávat pohyb. Tyto údaje se následně stahují do počítače, kde se s nimi dále pracuje (Luinge, 2002).

IMU mají široké využití, používají se nejen k monitoringu pohybové aktivity, ale jsou důležitou součástí navigačních systémů, automatizovaných systémů kontroly řízení nebo medicíny a v neposlední řadě také mobilních telefonů.

2.3.1.1 Akcelerometr

Dříve než se bude následující text zabývat konkrétními přístroji – monitory akcelerace, je nasnadě přiblížit problematiku akcelerometrie obecně.

Akcelerometrie je metoda, která patří v současné době k nejrozšířenějším v oblasti monitorování pohybu člověka (Coleman et al., 1997). Důvodů je několik, jde o objektivní, poměrně levnou a přesnou neinvazivní metodu měření. Mezi další výhody patří již zmíněné parametry,

jako je velikost a hmotnost, je bezdrátová a do běžných pohybů měřeného subjektu tak zasahuje pouze minimálně. O jejím frekventovaném využívání v PA-výzkumech se můžeme přesvědčit z počtu článků v databázi SCOPUS, kdy se v roce 1990 jejich počet pohyboval okolo jedné desítky, tak v roce 2013 množství článků s touto problematikou přesahovalo číslo 600 (Trojano et al., 2014).

Akcelerometrie je založena na mechanických principech IMU a její komponentě – akcelerometru (Vanhlest et al., 2010). Poskytuje velké množství informací o různých druzích pohybů – sportovní aktivity, chůze, lokomoce, přenos váhy, ovládání posturálních svalů či pády. Jak bylo uvedeno výše, monitoring pohybové aktivity, tedy i akcelerometrie, slouží za účelem průzkumu a porozumění pohybu člověka, zkoumá vztahy mezi pohybovou aktivitou a zdravím, ale lze ji využít i k měření úrovně pohybové aktivity a ke klasifikaci prováděných pohybů u testovaných jedinců. Právě díky akcelerometrii můžeme získat komplexní soubor informací o pohybové činnosti člověka (Chen, 2014).

Tato metoda je realizována pomocí senzorů, které se nazývají akcelerometry nebo také monitory akcelerace (ACM), které jsou schopny zaznamenávat zrychlení pohybu těla v prostoru a poskytují údaje o pohybové činnosti (frekvence, intenzita, trvání) v reálném čase (Chen a Bassett, 2005; Kavanagh & Menz, 2008; Chen, 2014). ACM je schopen detekovat jakékoliv odchylky, které nastanou v průběhu určitého typu nebo charakteru pohybového chování. Jako první s touto metodou přišli Montoye et al. (1983), kteří rozpoznali její potenciál v oblasti objektivního hodnocení intenzity pohybové aktivity. Studie validity zjistily středně silnou až silnou korelaci ($r = 0,45$ až $0,93$) mezi hodnotami z akcelerometrů a spotřebou kyslíku (VO_2) u dospělých a podobné korelace ($r = 0,53$ až $0,92$) i u dětí (Trost et al., 2005).

Většina monitorů pohybové aktivity založených na principu akcelerometrie funguje na základě piezoelektrického senzoru. V případě akcelerometrie jde o piezoelektrické senzory zrychlení, které generují náboj úměrný působící síle, která působí na každý objekt (člověka) během zrychlení. Tyto senzory mají v krytu uloženy piezoelektrický prvek (materiál) a seismickou hmotu. Piezoelektrický materiál snímá a měří zrychlení, zatímco seismická hmota převádí podle Newtonova zákona hodnotu zrychlení na sílu. Celý proces začíná při samotném zrychlení, kdy u novějších senzorů seismická hmota stlačí piezoelektrický prvek a na jedné straně se tak hromadí přemístěný náboj. Dochází tak k vygenerování náboje, resp. napětí na výstupu senzoru, jenž je úměrný probíhajícímu zrychlení (Togowa, 1998). V případě starších zařízení se piezoelektrický prvek deformuje ve formě ohybu pouze v jednom směru a tyto snímače se nazývají jako jednoosé. Pokud dochází k deformacím v několika rozměrech prostoru, tak se tyto monitory označují jako víceosé, nejčastěji triaxiální (tříosé) snímače. Triaxiální monitory akcelerace měří zrychlení a zpomalení podle vertikálního vektoru (x), anteroposteriorního vektoru (y) a mediolaterálního

vektoru (z) a díky tomu měří pohybovou aktivitu s mnohem větší přesností než jednoosé akcelerometry (Eston et al., 1998; Levine et al., 2001). Triaxiální akcelerometry zároveň poskytují komplexnější hodnocení lidského pohybu, což se projevuje jeho vyšší korelací s naměřeným energetickým výdejem u dospělých i u dětí (Louie et al., 1997; Hendelman et al., 2003). V několika validačních studiích se hodnoty korelace mezi energetickým výdejem naměřeným nepřímou kalorimetrií a hodnotami naměřenými akcelerometrem pohybovaly v rozmezí od 0,58 do 0,92 během různých aktivit (Bouten et al., 1994; Bray et al., 1994; Bassett et al., 2000).

Napěťový signál se po filtraci a procesu zesílení vzorkuje s přednastavenou frekvencí a analogový signál se tak převede na řadu čísel, která se nazývají *count* (Chen & Bassett, 2005). Tyto jednotky jsou vyčíslené ze získaných surových dat. Realizovaná akcelerace během jednotky času definuje intenzitu dané pohybové aktivity a pohybovou aktivitou lze popsat jako množství získaných *countů* za jednu minutu (Cuberek, 2017). Uvedený převod původního signálu akcelerometru na *count* podrobně popisují ve svých studiích např. Chen a Bassett (2005) nebo Bai et al. (2014).

Rychlost sběru dat je určena vzorkovací frekvencí monitorovacího zařízení. Jde o parametr, který se uvádí v jednotkách Hz a říká nám, jaké množství informací je přístroj za jednu sekundu schopný zaznamenat a uložit. Přesněji, pokud by byla nastavena vzorkovací frekvence na 30 Hz, tak za jednu sekundu senzor zareaguje 30x na to, jaká by v daném okamžiku akcelerace. Aby došlo ke zcela nezávislému zaznamenání celého rozsahu lidského pohybu, měla by vzorkovací frekvence splňovat tzv. Nyquistovo kritérium, podle kterého by měla být vzorkovací frekvence nastavená na nejméně dvojnásobek nejvyšší frekvence pohybu. V případě nedodržení tohoto kritéria může dojít ke zkreslení získaných údajů o pohybové aktivitě. Obecná frekvence při běžné pohybové činnosti bez nárazu je u lidí ve většině případů nižší než 8 Hz. (Oppenheim, 1983).

Vzorkovací frekvence je zásadní problematikou této práce, kterou se zabývá několik desítek vědeckých studií. Autoři Small et al. (2021) ve své studii porovnávají efekt snížené vzorkovací frekvence a upozorňují na problém, kdy autoři většiny studií zaměřené na monitoring pohybové aktivity neuvádí hodnotu vzorkovací frekvence použitou ve svém protokolu sběru dat, což je velký problém v případě potřeby vzájemného porovnávání. Brønd a Arvidsson (2016) prokázali, že vzorkovací frekvence má vliv na zaznamenání počtu aktivit. Více autorů (Shaoyan et al., 2012; Junker et al., 2004) zkoumá vliv snížené vzorkovací frekvence na záznam pohybové aktivity a shodují se, že při snížení dochází ke zlepšení výkonu senzoru, výdrží baterie i zpracování dat při dané velikosti. Toto potvrzuje i Khan et al. (2016) a Gao et al. (2014), ale zároveň dodávají, že nízká vzorkovací frekvence je velice náchylná k vynechání důležitých detailů signálu, které mohou být v závěru pro daný výzkum nezbytné. Khan et al. (2016) označují vzorkovací parametr za

jeden z nejzásadnějších při kalibraci akcelerometru, protože přímo ovlivňuje spotřebu energie, ukládání dat i požadavky na výkon. Zdůrazňují, že je velice důležité najít rovnováhu mezi příliš vysokou vzorkovací frekvencí, což by vedlo k nadměrné spotřebě energii, a naopak nízkou frekvencí, kdy by mohlo dojít ke ztrátě údajů, jak již bylo uvedeno. Vše tedy spočívá v rovnováze mezi informační obsahem a dobou, po kterou senzor zaznamenává činnost. Khan et al. (2016) také definují optimální rychlost vzorkovací frekvence jako minimální rychlost vzorkování, při které lze zachytit všechny relevantní charakteristiky činnosti.

Po vzorkování dat se výstup z akcelerometru filtruje pomocí pásmového filtru. Tento filtr slouží k propouštění jen takového rozmezí frekvencí, které bylo předem nastaveno a ostatní frekvence jsou potlačeny. Pásmová filtrace zároveň zvyšuje linearitu výstupu (naměřeného zrychlení) vůči skutečnému signálu (zrychlení tělesa). Další funkcí pásmového filtru je omezení okolních vlivů, které by mohly mít vliv na kvalitu a přesnost získaných údajů, např. stárnutí a opotřebení piezoelektrických prvků, snižuje rozdíly v měření při různých teplotních vlivech z okolí, snižuje elektronický šum, který se vyskytuje při nastavení vyšší vzorkovací frekvence (Uiterwaal, 1998; Chen, 2014). Pokud bude frekvenční rozsah příliš široký, může docházet ke zmíněným šumům, které mohou ovlivnit výsledné údaje a naopak, při zvolení úzkého rozsahu pásma bude sběr dat o pohybové činnosti neúplný a potřebné informace a data nemusíme z akcelerometrů vůbec získat (Hendelman, 2003). Rozsah pásmové propusti u současných, komerčně využívaných PA monitorů se pohybuje mezi 0,25 a 7 Hz (Chen, 2014). Naměřené hodnoty se průběžně ukládají do paměti jednotky a po ukončení měření se stahují do počítače, kde dochází k finálnímu zpracování dat.

Nejvhodnější umístění akcelerometru na těle je stále velmi diskutabilní záležitostí. V současných vědeckých výzkumech zaměřených na tuto problematiku bylo zjištěno, že umístění na zápěstí je při klasifikaci pohybové aktivity méně přesné než umístění v pase (Kim et al., 2014; Rosenberger et al., 2013; Rowlands et al., 2014; Trost et al., 2014; Van Hees et al., 1985; Zhang et al., 2012). V tomto případě ale velmi záleží na druhu a charakteru vykonávané činnosti, protože některé aktivity, např. basketbal nebo tanec, jsou zaznamenány lépe akcelerometry umístěnými na zápěstí (Trost et al., 2014; Ellis et al., 2014). Akcelerometry umístěné v oblasti stehna velice dobře klasifikují čas strávený vleže, vsedě a ve stoje a typy pohybových aktivit jako je např. jízda na kole a chůze do schodů (Lyden et al., 2012; Ridgers et al., 2012; Skotte et al., 2014). V souvislosti s umístěním akcelerometru co nejbližší těžiště těla doporučují jiní autoři umístit akcelerometru nejen na bok kyčle, ale i do dolní části zad (Bonomi et al., 2009; Lara & Labrador, 2013; Semanik et al., 2015). Další studie uvádí možnosti nošení akcelerometrů mimo jiné i na hrudním koši (Esliger et al. 2011). Nakonec ale umístění akcelerometru závisí na kontextu studie a každá varianta má své výhody i nevýhody.

Nevýhodou většiny piezoelektrických snímačů je to, že je lze spolehlivě použít pouze k zaznamenávání dynamické pohybové činnosti. Statická práce je velmi obtížně zaznamatelná z důvodu jevu, ke kterému dochází, když se počáteční změna náboje v piezoelektrickém prvku rozptýlí i přes to, že statické zatížení, které změnu způsobilo, stále trvá. Akcelerometrická zařízení nedokázaly vždy správně detekovat statické polohy těla, avšak nedávný pokrok v oblasti polovodičové technologie a digitálních filtrů umožňuje již přesnější zaznamenání statického zrychlení, a tudíž může poskytnout také informace o poloze těla (Togowa, 1998; Freedson et al., 1998).

Mezi další problémy spojenými s akcelerometrickými zařízeními, které lze postupně eliminovat, patří převážně tzv. pohybové artefakty, které mohou mít vliv na výsledná data. Je to posun neboli drift vznikající z důvodu změn ve vnitřních mechanických a elektrických vlastnostech přístroje, dále je to šum, který vychází z pohybů součástek senzoru, a nakonec efekt gravitace (Fridolfsson et al., 2019).

Akcelerometry měří pouze lineární zrychlení, což je značně limitující v případě potřeby detekování rotačních pohybů, tento problém lze však vyřešit kombinací akcelerometru s gyroskopickými čidly (Jarchi et al., 2018).

2.3.1.2 Gyroskop

Gyroskopy jsou na rozdíl od akcelerometrů využívány k měření úhlového zrychlení. Fungují na principu Coriolisova efektu, to znamená, že když se pohybující těleso otáčí kolem osy kolmé ke směru pohybu, tak na objekt začne působit Coriolisova síla. Tato síla je úměrná úhlovému zrychlení a je kolmá k ose otáčení a směru pohybu. Na gyroskop pak působí vibrace hmoty, díky čemuž tato síla vzniká (Shaeffer, 2013). Gyroskop tedy poskytuje informace o otáčení v rovině a tyto úhly (0° až 360°) změří bez ohledu na zrychlení tělesa ve (na) kterém je umístěn a bez ohledu na gravitaci. Jak již bylo zmíněno, gyroskopy jsou stejně jako akcelerometry velmi malé čipy s plochou několika málo milimetrů čtverečních.

Gyroskop je při měření pohybové činnosti člověka důležitý zejména při detekci specifických cviků, pro které je typická rotace, např. válení sudů. Také díky němu lze určit rozdíl mezi během a ostatními pohyby. Gyroskop poskytuje velmi přesné údaje, které obvykle vyjadřuje ve stupních za sekundu, avšak stejně jako akcelerometr podléhá rušivým artefaktům a na výstupu se pak může hromadit chyba v čase (Jarchi et al., 2018).

Gyroskopy můžeme nalézt také především v mobilních telefonech, kde slouží k otáčení obrazovky, v letectví, automobilovém průmyslu apod.

3 CÍLE

3.1 Hlavní cíl

Cílem práce je posoudit vliv velikosti vzorkovací frekvence akcelerometru na hodnocení dynamického zatížení v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.

3.2 Dílčí cíle

- 1) Posoudit míru shody parametru dynamického zatížení *Integrální součet akceleračních změn* při vzorkovacích frekvencích 100 Hz a 200 Hz v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.
- 2) Posoudit míru shody parametru dynamického zatížení *PlayerLoad™* při vzorkovacích frekvencích 100 Hz a 200 Hz v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.
- 3) Posoudit míru shody parametru změn dynamického zatížení *Stupeň dynamiky pohybu* při vzorkovacích frekvencích 100 Hz a 200 Hz v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.

3.3 Výzkumné hypotézy

- 1) Velikost vzorkovací frekvence nemá vliv na parametr dynamického zatížení *Integrální součet akceleračních změn* v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.
- 2) Velikost vzorkovací frekvence má vliv na parametr změn dynamického zatížení *Stupeň dynamiky pohybu* v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.
- 3) Velikost vzorkovací frekvence nemá vliv na parametr dynamického zatížení *PlayerLoad™* v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.

4 METODIKA

4.1 Design

Za účelem ověření výzkumných hypotéz bylo provedeno měření akcelerace v průběhu protokolem definovaných pohybových úloh pomocí šestiosého přístroje Axivity AX6 (Axivity Ltd, Newcastle upon Tyne, United Kingdom), který v sobě obsahuje tříosý akcelerometr a tříosý gyroskop. Pro naše účely byly použity dva odpovídající si přístroje, které byly umístěny na zádech paralelně vedle sebe, a to v oblasti mezi horními úhly lopatek po pravé i levé straně vedle páteře. Akcelerometr umístěný na pravé straně zad snímal frekvenci o 200 Hz a akcelerometr na levé straně snímal frekvenci o 100 Hz. Měření proběhlo jednorázově u dětí prvního stupně základních škol v rámci sportovního kroužku a hodin tělesné výchovy.

Pro účely práce byla navržena standardizovaná překážková dráha zahrnující celkem sedm pohybových úkolů (Tabulka 2) realizovaných v rámci osmi stanovišť. Jednotlivé pohybové úkoly přitom byly koncipovány tak, aby se jednotlivé úkoly obměňovaly z hlediska celkové rychlosti jedince, charakteru změn poloh a charakteru změn směru pohybu. Překonání dráhy i samotné měření akcelerace bylo definováno protokolárně (Příloha 1). Jednotlivé úkoly na sebe navazovaly a reálně byly od sebe odděleny třemi údery do zad v okamžiku, kdy žák zaujmul polohu stoje spatného na vymezené značce. Tento okamžik zároveň umožnil identifikovat jednotlivé úkoly v záznamu akcelerace.

Vliv vzorkovací frekvence byl sledován u tří parametrů dynamického zatížení, kterými jsou *Integrální součet akceleračních změn*, *PlayerLoad™* a *Stupeň dynamiky pohybu*. Pro účely stanovení uvedených parametrů byla nejprve ze záznamu akcelerace ve třech ortogonálních osách vypočtena Eukleidovská norma (VM) dle standardního vzorce:

$$VM_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2},$$

kde x , y a z označují hodnoty akcelerace v jednotlivých osách a index i označuje časový okamžik časové řady záznamu akcelerace.

Parametr *Integrální součet* byl vypočten jako integrál časové řady záznamu akcelerace dle času t . Čas t (časové odstupy mezi hodnotami časové řady akcelerace) v tomto případě představoval hodnoty 1/100 s v případě vzorkovací frekvence 100 Hz a 1/200 s v případě vzorkovací frekvence 200 Hz. Takto byl parametr vypočten samostatně pro každý úsek překážkové dráhy (jednotlivé pohybové úkoly).

Parametr *PlayerLoad™* navrhla společnost Catapult Sports (Catapult Innovations, Melbourne, Austrálie). Tento index je běžně používanou proměnnou pro popis vnějšího zatížení ve

sportu. $PlayerLoad^{TM}$ lze vypočítat na základě údajů o zrychlení, které zaznamenávají tříosé akcelerometry. Tento parametr byl poprvé definován v literatuře z oblasti sportovních věd jako modifikovaná vektorová veličina, vyjádřená jako druhá odmocnina ze součtu kvadrátů rychlostí změn zrychlení mezi jednotlivými okamžiky tréninku v každé pohybové ose (x , y a z) a je vyjádřena v libovolných jednotkách (Boyd et al., 2011; Montgomery et al., 2010). Výše uvedenou definici, kterou ve svých pracích uvádějí Montgomery et al. (2010) a Boyd et al. (2011), doprovází následující rovnice (Bredt et al., 2020), která byla využita i v této práci:

$$PlayerLoad^{TM} = \sqrt{\frac{(x_{i+1}-x_i)^2+(y_{i+1}-y_i)^2+(z_{i+1}-z_i)^2}{100}}$$

kde x , y a z označují hodnoty akcelerace v jednotlivých osách a index i označuje časový okamžik časové řady záznamu akcelerace. Tento parametr je tak novou časovou řadou o jednu hodnotu menší než původní řada hodnot akcelerace. Pro vybrané úseky překážkové dráhy byl následně vypočten součet každého z příslušných úseků uvažované časové řady, suma $PlayerLoad^{TM}$, kde index k představuje počet hodnot časové řady v příslušném úseku překážkové dráhy (jednotlivé pohybové úkoly).

Parametr *Stupeň dynamiky pohybu* vyjadřuje charakter či vlastnosti časové řady záznamu akcelerace ve zvoleném časovém okně – zde jednotlivé úseky trati. Primárně přitom vychází z desíti popisných statistik vybraných úseků časové řady (*průměr, rozptyl, medián, směrodatná odchylka, percentily P90, P95 a P98, autokorelace s posunem osmi kroků, šikmost a špičatost*). Na základě těchto statistik je následně vypočtena Eukleidovská norma vektoru tvořeného uvedenými statistikami, tj. jako odmocnina ze součtu mocnin jednotlivých statistik.

4.2 Výzkumný soubor

Výzkumný soubor zahrnoval 42 žáků mladšího školního věku. Jednalo se o skupiny chlapců ($n=23$) a dívek ($n=19$) ve věku od 9 do 11 let. Z důvodu neúplnosti dat nebylo možné data 4 žáků využít pro následné analýzy. Zpracovávány tak byly záznamy z akcelerometrů pouze 38 osob.

Jedna skupina žáků byla oslovena prostřednictvím vedoucích sportovního kroužku (Liberecký kraj), který navštěvují. Druhá skupina byla oslovena vyučujícím tělesné výchovy na odlišné základní škole (Jihomoravský kraj). Od všech rodičů nebo zákonných zástupců žáků byl získán podepsaný informovaný souhlas o jejich účasti ve výzkumu (Příloha 2). Účastníci mohli z jakéhokoliv důvodu odmítnout svou účast na výzkumu a účastníkům měření bylo také umožněno odstoupit ze šetření i v průběhu testování.

Výzkum byl schválen Etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci pod jednacím číslem 85/2022 (Příloha 3).

4.3 Metody sběru a zpracování dat

K záznamu změn akcelerace v průběhu překonávání překážkové dráhy byl použit tříosý akcelerometr Axivity AX6. Tento akcelerometr je poměrně malý (23 x 32,5 x 8,9 mm) a lehký (11 g) zařízení. V přístroji lze pro senzor akcelerace nastavit vzorkovací frekvenci v rozmezí od 12,5 Hz do 1600 Hz, což umožňuje získat podrobné informace o pohybu a zátěži. Filtrace signálu zahrnuje digitální nízkofrekvenční filtr a digitální vysokofrekvenční filtr, který odstraňuje nežádoucí šum z měření. Má také poměrně dlouhou výdrž baterie, při nastavení vzorkovací frekvence na 100 Hz 7 dní či více. Akcelerometr má tři osy x , y a z , které umožňují detekovat pohyb v různých směrech. Rozsah záznamu u každé z os je ± 16 g a rozlišení 12 bitů, což umožňuje provést velmi přesné měření. Podle Rowlands et al. (2018) je test–retestová reliabilita tohoto akcelerometru ICC = 0,95.

Před samotným měřením došlo ke kontrole zařízení, nastavení přibližného začátku a konce měření, nastavení vzorkovacích frekvencí 100 Hz a 200 Hz a rozsahu měření akcelerace ± 16 g v počítačovém programu výrobce přístroje OpenMovement Gui v1.0.0.43 (OmGui, Newcastle University, UK). Akcelerometry byly dětem umístěny do horní části zad po stranách páteře mezi horními úhly lopatek na levou i pravou stranu a upevněny pomocí zdravotně nezávadné elastické pásky. Poloha přístroje byla taková, že osa x směřovala ve směru frontálním, osa y ve směru sagitálním a osa z ve směru vertikálním.

Data získaná z přístrojů byla programem OmGui importována do počítače ve formátu CSV. K dalšímu zpracování dat byl využit program R verze 2022.02.3 (R Core Team, 2022).

Po importu dat a jejich přepočtem na VM byla provedena anotace záznamu dat. V datech byly identifikovány dílčí úseky činností pro jednotlivé osoby. Dále bylo potřeba data pročistit, tzn. úseky akcelerace byly očištěny od počáteční a koncové části jednotlivých úseků v případě, že neodpovídaly charakteru činnosti (jednoznačně se jednalo o přerušení pohybového úkolu). Vlastní údery do zad byly také odstraněny, abychom zjistili pravou povahu dílčích úseků.

Následné zpracování dat do podoby sledovaných parametrů je popsáno v podkapitole 4.1.

4.4 Překážková dráha

Překážková dráha byla sestavena podle standardizovaného protokolu (Příloha 1), bylo tedy jasně dané prostorové rozložení a vyměření jednotlivých stanovišť. Aby bylo při následné práci s daty možné od sebe oddělit jednotlivé aktivity (stanoviště), bylo potřeba, aby akcelerometr zaznamenal výraznou změnu od předchozí a následující aktivity. Z toho důvodu byl začátek

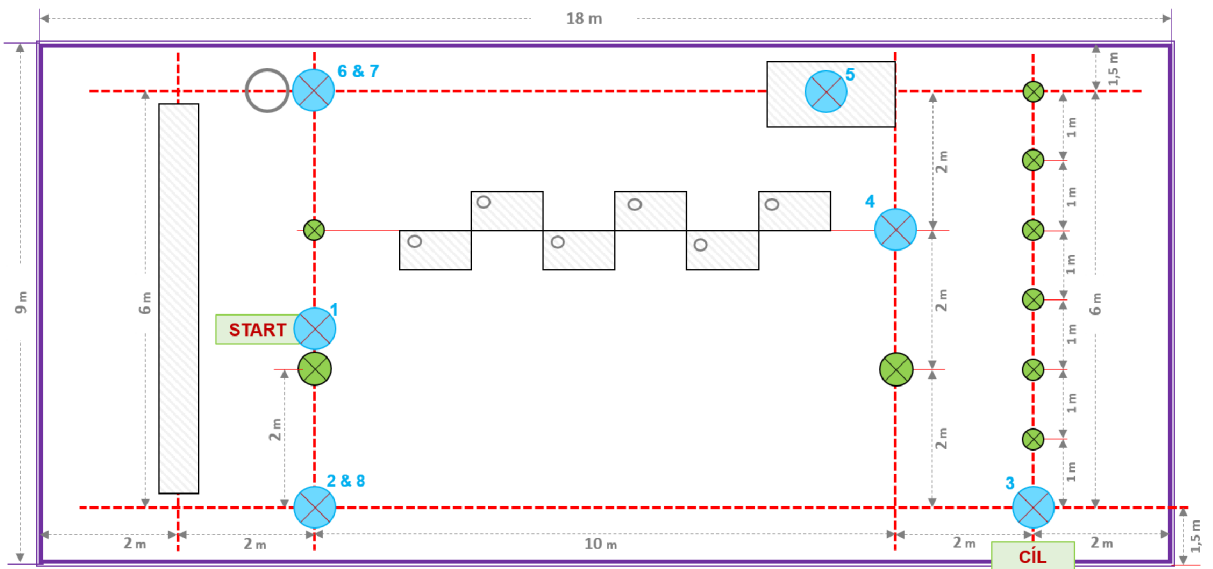
každého úseku v záznamu dat definován na základě tří krátkých úderů do zad ve stoji, které jsou v datech dobře identifikovatelné, přičemž jako start se rozumělo poslední úder do zad.

Průběh v den měření byl tedy následující:

1. Nastavení přístrojů s požadovanými parametry skrz počítačovou aplikaci OmGui,
2. příprava záznamových protokolů s předvyplněnými údaji o akcelerometru a umístění (pravá nebo levá strana),
3. postavení dráhy přesně podle standardizovaného protokolu,
4. seznámení dětí s tím, jaký bude jejich úkol, tedy v co nejkratším čase překonat překážkovou dráhu – popis trati, ukázky všech cviků a upozornění na důležité detaily,
5. rozmístění pomocníků po celé délce překážkové dráhy,
6. nasazení přístrojů prvním třem žákům a vyplnění jména a času nasazení do přípravných protokolů,
7. před startem krátké zahřátí celého těla,
8. start žáka je opět zaznamenán do protokolu, vybíhá na trať a následně z každého dílčího úseku dráhy až po třetím úderu do zad,
9. bezprostředně po ukončení dráhy sundání všech přístrojů a zaznamenání času do protokolu,
10. zatímco vybíhá druhý žák, jsou právě sundané přístroje nasazené dalšímu v pořadí (tedy 4.).

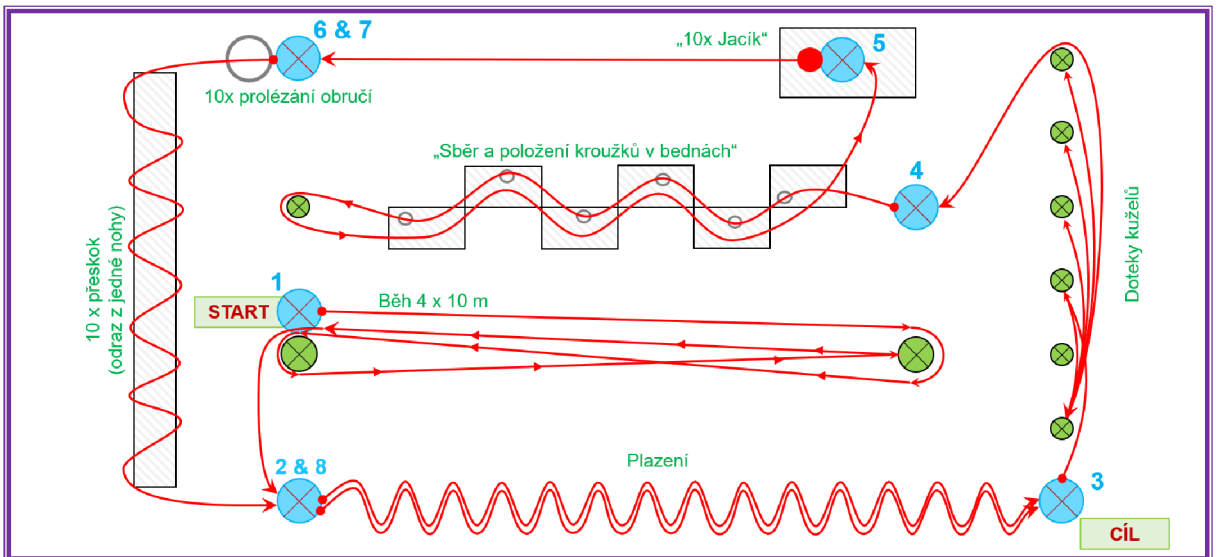
Obrázek 2

Prostorové vymezení překážkové dráhy



Obrázek 3

Zobrazení průběhu překážkové dráhy a označení jednotlivých úseků



Tabulka 2

Název a popis jednotlivých stanovišť překážkové dráhy

Stanoviště	Název úseku	Pohybový úkol a jeho popis
1	Běh 4x10 m	Vyběhnutí po třetím plácnutí do zad. Obíhání kuželů vzdálených 10 m dle nákresu, tj. start na levé straně kuželu (A) na startu – přeběh a oběhnutí protějšího kužele (B) zleva – přeběh k A o jeho oběhnutí zprava – přeběh a dotknutí se kužele B – přeběh na start a během pokračovat na další stanoviště.
2	Plazení	Po třetím plácnutí do zad bezprostředně lehnout na zem a plazením na stanoviště 3 – vztyk. Při plazení se musí hrudník dotýkat podložky.
3	Agility (doteky kuželů)	Po třetím plácnutí do zad postupné přebíhání ke kuželům umístěným v řadě za sebou. Žák se jednotlivých kuželů musí dotknout a pokaždé se vrací zpět ke kuželu na stanovišti č. 3. Přeběhy po vnější straně hřiště. Po návratu na stanoviště 3 od posledního kužele žák přebíhá na stanoviště č. 4 oběhnutím všech kuželů vně hřiště.
4	Sběr a pokládání kroužků	Po třetím plácnutí do zad žák vybíhá ze stanoviště a sbírá malé kroužky položené v rozmístěných částech švédské bedny za sebou. Žák dále obíhá kužel za poslední bednou a vrací se stejnou trasou, přičemž do beden nyní pokládá kroužky zpět na zem. Od poslední bedny přebíhá ke stanovišti č. 5.
5	Jacík	Po třetím plácnutí do zad žák 10x opakuje na místě střídání několika poloh, tj. stoj, leh na břicho, převalením do strany leh na zádech a stoj. Následně přebíhá na stanoviště č. 6.
6	Prolézání obručí	Po třetím plácnutí do zad žák 10x prolézá obručí následně: zvednutí obruče ze země a prolezení od hlavy k patám s položením obruče na zem.
7	Přeskoky lavičky	Po třetím plácnutí do zad přeběh k lavičce. Žák postupně 10x přeskakuje lavičku ze strany na stranu a postupuje tak až na konec lavičky. Odraz vždy pouze z jedné nohy. Nohy se střídají (vždy vnější noha). Následně přebíhá ke stanovišti č. 8 (shodně se stanovištěm č. 2).
8	Plazení	Po třetím plácnutí do zad pokračuje shodně jako v úseku č. 2. Úsek končí prvním ze tří plácnutí do zad.

4.5 Statistické vyhodnocení dat

Ke statistickému zpracování a následnému vyhodnocení dat byl použit software R verze 2022.02.3 (R Core Team, 2022) a IBM SPSS Statistics verze 25 (IBM Corp., 2017).

Pro posouzení shody mezi záznamem se vzorkovací frekvencí 100 Hz a 200 Hz byla u jednotlivých parametrů, tj. *Integrální součet*, *PlayerLoadTM* a *Stupeň dynamiky pohybu* použita bise-riální korelace (Pearsonův korelační koeficient) a párový t-test. Hladina statistické významnosti byla stanovena na $\alpha = 0,05$. Tato shoda byla sledována jak pro překonání celé překážkové dráhy, tak pro každý pohybový úkol samostatně za účelem posouzení vlivu pohybového obsahu na velikost shody.

U každého parametru byl dále u jednotlivých úseků překážkové dráhy při vzorkovací frekvenci 100 Hz a 200 Hz vypočítán průměr a směrodatná odchylka a průměrný rozdíl mezi záznamem akcelerometrů s rozdílnými vzorkovacími frekvencemi pro popis úrovně jednotlivých parametrů.

Tabulka 3 zobrazuje interpretaci hodnot korelačního koeficientu dle Chráska (1998). Za akceptovatelné hodnoty shody vyjadřující reliabilitu jsou považovány přesahující $r = 0,9$ (Hopkins, 2000).

Tabulka 3

Přibližná obecná interpretace absolutních hodnot korelačního koeficientu

Koeficient korelace	Interpretace
$r = 1$	naprostá závislost (funkční závislost)
$0,90 < r < 1,00$	velmi vysoká závislost
$0,70 < r \leq 0,90$	vysoká závislost
$0,40 < r \leq 0,70$	střední závislost
$0,20 < r \leq 0,40$	nízká závislost
$0,00 < r \leq 0,20$	slabá (nepoužitelná) závislost
$r = 0$	naprostá nezávislost

5 VÝSLEDKY

Data získána pro hodnocení vlivu velikosti vzorkovací frekvence akcelerometru byla získána v sedmi na sebe navazujících úsecích s pevně vymezeným pohybovým úkolem, přičemž každý proband měl za úkol celou trať překonat v co nejkratším čase. Žáci překonali trať v průměru za $200,9 \pm 44,29$ s, přičemž doba trvání každého z úseků se pohybovala v rozsahu od 15,1 (úsek Přeskakování lavičky) do 46,2 s (shodně úseky Plazení i Jacík). Rovněž nejvyšší variabilita doby překonání jednotlivých úseků byla zaznamenána v úsecích Plazení (přes 20 s) a Jacík (přes 11 s).

V případě všech úseků jsou mezi záznamy se vzorkovací frekvencí 100 a 200 Hz velmi vysoké hodnoty korelací přesahující hodnoty $r = 0,98$ (Tabulka 4). Ve všech případech se jednalo o statisticky významné korelace na $p = 0,05$. Znamená to, že obě časové řady jsou si velice blízké. Výsledky t -testu zároveň ukazují (Tabulka 4), že rovněž průměrné rozdíly mezi záznamy z jednotlivých přístrojů v dílčích úsecích i v celé trati jsou zanedbatelné a statisticky nevýznamné ($p > 0,05$). Navíc výsledek ANOVA pro opakovaná měření ($F(6,1) = 0,278$; $p = 0,947$) ukazuje na nezávislost uvažovaných rozdílů výsledků mezi paralelními přístroji u tohoto parametru na druhu úseku trati. Celkově tak lze říct, že v případě parametru *Integrální součet akceleračních změn* nemá velikost zvolené vzorkovací frekvence vliv na výsledné hodnoty v daném úseku.

Výše prezentované výsledky jsou pro dobrou názornost na Obrázku 4, který dobře demonstruje vysokou úplnou shodu mezi hodnotami parametrů v příslušných úsecích se vzorkovací frekvencí 100 a 200 Hz. Mezi hodnotami v příslušných úsecích dochází pouze k velice mírnému odchýlení.

Celkovou intraindividuální shodu parametru stanoveným na základě hlediska odlišných vzorkovacích frekvencí a její závislost na velikosti Integrálního součtu dokládá Bland-Altmanův graf na Obrázku 5. Graf je tvořen výsledky všech žáků ve všech úsecích překážkové trati, tj. zahrnuje celkem 266 případů. Je zde patrný poměrně symetrický rozptyl zjištěných intraindividuálních rozdílů kolem průměrné odchylky. Graf zobrazuje také již zmíněnou nepatrnou systematickou chybu, tj. posun.

Červená přerušovaná čára ukazuje hodnotu průměrného rozdílu (-0,07), tedy průměrné zkreslení hodnot mezi sebou a to, jak jsou rozptýlené kolem průměru. Z grafu je také patrné, že jde o oboustranný rozptyl, což je v závislosti na charakteru parametru uspokojivé. Jeví se to tak, že hodnoty jsou koncentrovány k nižším průměrným hodnotám. Z toho vyplývá, že když jsou průměrné hodnoty vysoké, tak se rozdíly mezi nimi smazávají a mají tendenci se v této oblasti nevyskytovat.

Tabulka 4

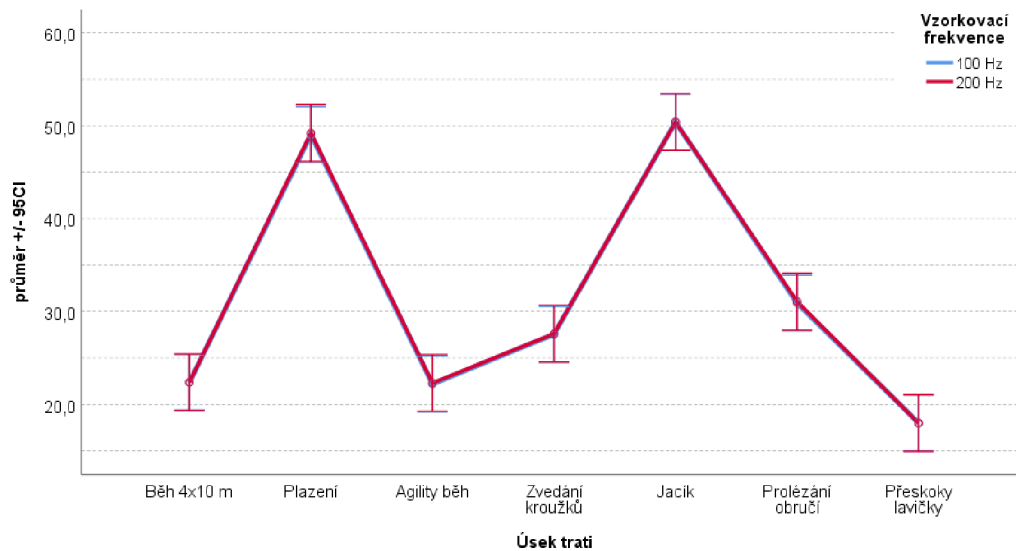
Porovnání záznamu akcelerace při vzorkovací frekvenci 100 a 200 Hz u parametru „Integrální součet akceleračních změn“ (N = 38)

Název úseku	Vzorkovací frekvence [Hz]	$M \pm SD$ [g]	$M_{\text{rozdíl}}$ [g]	t-test	p	r_p
Celá trať	100	31,5 ± 15,29	-0,07	-1,403	0,162	0,999*
	200	31,6 ± 15,42				
Běh 4x10 metrů	100	22,4 ± 4,05	-0,01	-0,150	0,882	0,994*
	200	22,4 ± 4,31				
Plazení	100	49,0 ± 21,02	-0,16	-0,729	0,470	0,998*
	200	49,2 ± 21,38				
Agility běh	100	22,2 ± 3,73	-0,10	-0,941	0,353	0,985*
	200	22,3 ± 3,76				
Zvedání kroužků	100	27,6 ± 4,21	-0,05	-0,501	0,619	0,990*
	200	27,6 ± 4,21				
Jacík	100	50,4 ± 8,09	-0,02	-0,148	0,883	0,994*
	200	50,4 ± 8,34				
Prolézání obručí	100	30,9 ± 6,70	-0,16	-1,173	0,248	0,993*
	200	31,1 ± 6,81				
Přeskakování lavičky	100	18,0 ± 3,84	0,01	0,185	0,854	0,994*
	200	18,0 ± 3,89				

Poznámka. $M \pm SD$ = průměr ± směrodatná odchylka; $M_{\text{rozdíl}}$ = průměrný rozdíl Integrální součet stanovený při frekvenci 100 mínus Integrální součet stanovený při frekvenci 200 Hz; p = hodnota statistické významnosti párového t-testu; r_p – Pearsonův korelační koeficient; * – hodnoty statisticky významné na $p = 0,05$.

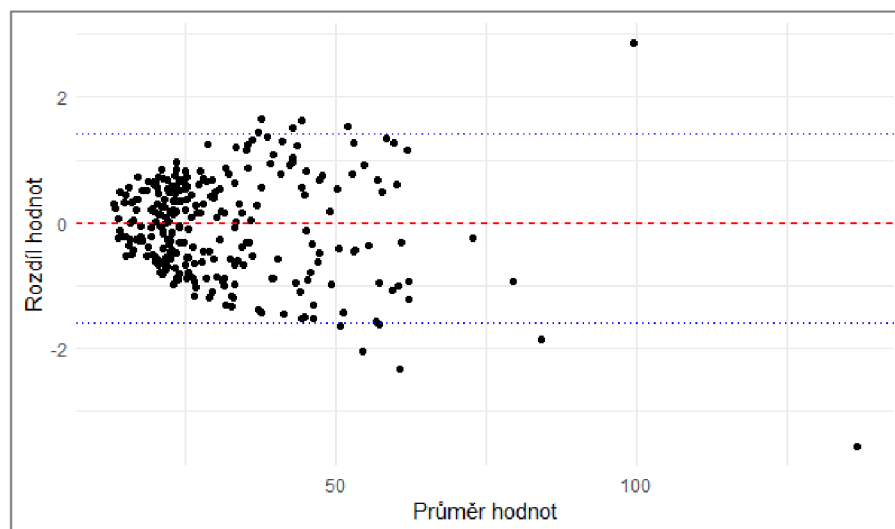
Obrázek 4

Graf: srovnání parametru Integrální součet akceleračních změn vypočteného ze záznamu akcelerace na vzorkovací frekvenci 100 a 200 Hz s ohledem na dílčí úseky tratě.



Obrázek 5

Bland-Altmanův graf shody hodnot parametru Integrální součet řady záznamu akcelerace vypočteného ze záznamu akcelerace na vzorkovací frekvenci 100 a 200 Hz.



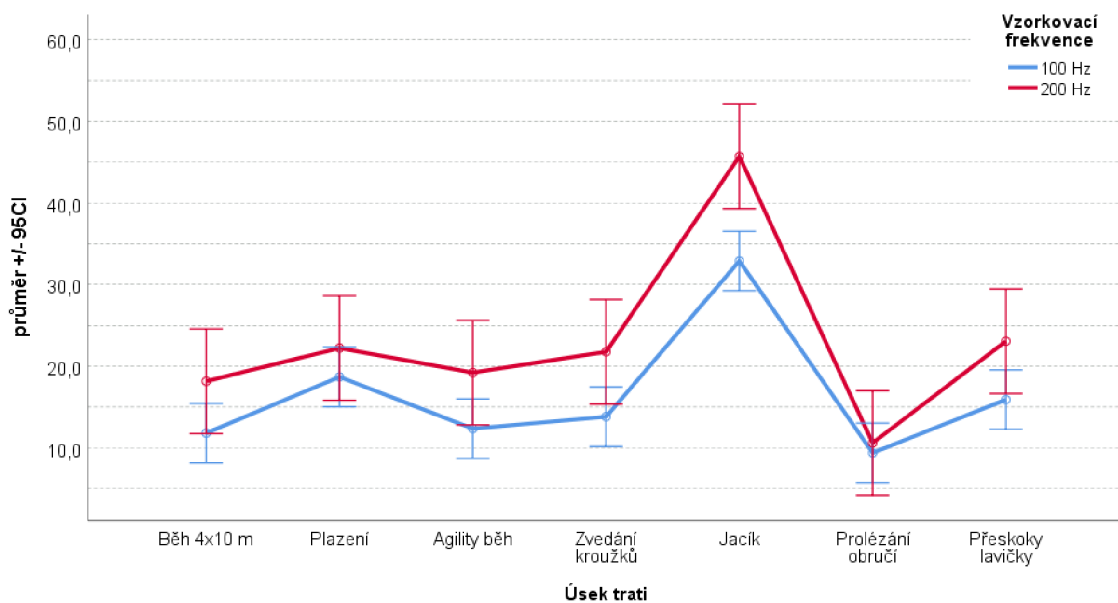
Poznámka. Modrá přerušovaná čára označuje $\pm 95\%$ interval shody okolo celkového průměru (červená přerušovaná čára).

Z Obrázku 6 je patrné, že záznamy od různých vzorkovacích frekvencí, na rozdíl od parametru *Integrální součet*, nejsou shodné a již je patrný výraznější rozdíl mezi jednotlivými úseky. Největší shoda nastává v případě úseku Prolézání obručí. V Tabulce 5 vidíme, že je u tohoto úseku korelační koeficient velmi vysoký, rozdíl mezi vzorkovacími frekvencemi je pouze minimální a hodnota je statisticky nevýznamná. Nejvyšší akcelerace je naměřená jasně v úseku Jacík, což lze vidět i na Obrázku 6 a zároveň se jedná o největší rozdíl mezi frekvencemi, korelace je tedy nižší než u ostatních úseků. Jak již bylo zmíněno byly zjištěny poměrně velké korelace, a to i v případě tohoto parametru. V podstatě všechny přesahují hodnotu 0,8, pouze v jednom případě tomu tak není. Úsek plazení má nízký korelační koeficient. Kromě zmíněné vysoké, a naopak velmi nízké korelace, jsou hodnoty statisticky významné.

Lze tedy konstatovat, že typ pohybového úkolu (úseku) u parametru *Stupeň dynamiky pohybu* má statisticky významný vliv na rozdíly mezi záznamy 100 Hz a 200 Hz. Toto tvrzení lze opět potvrdit výsledkem statistického testu ANOVA pro opakované měření ($F(6, 1) = 3,539; p = 0,002$).

Obrázek 6

Grafické srovnání velikosti parametru „Stupeň dynamiky pohybu“ určeného ze záznamu akcelerace na vzorkovací frekvencí 100 a 200 Hz s ohledem na dílčí úseky tratě.



Tabulka 5

Porovnání záznamu akcelerace při vzorkovací frekvenci 100 a 200 Hz u parametru „Stupeň dynamiky pohybu“ (N = 38)

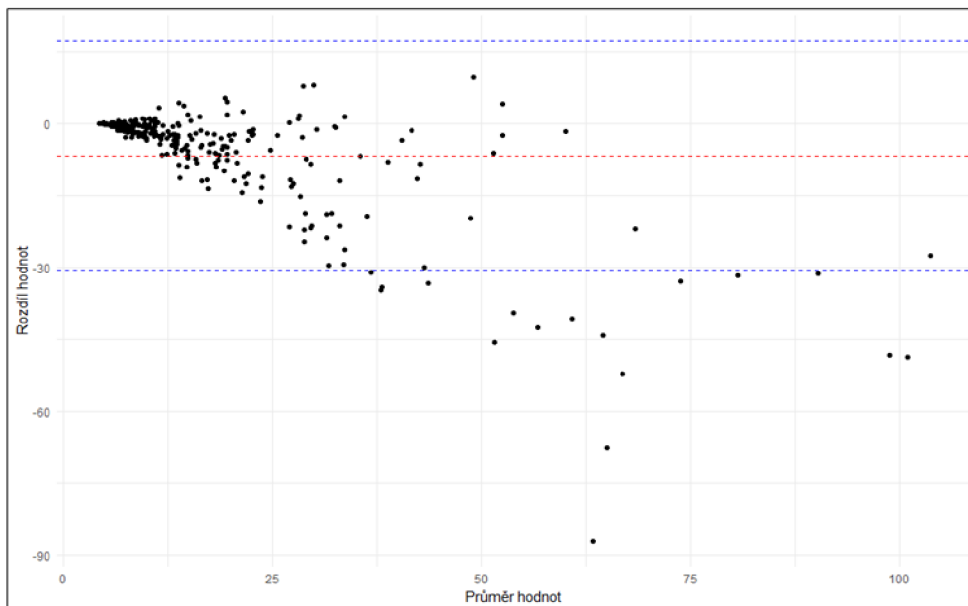
Úsek	Frekvence záznamu [Hz]		$M_{\text{rozdíl}}$	t-test	p	r_p
	100	$M \pm SD$				
Celá trať	100	16,45 ± 13,43	-6,712*	-8,967	<0,001	0,879*
	200	23,16 ± 22,19				
Běh 4x10 metrů	100	11,89 ± 3,94	-6,596*	-5,494	<0,001	0,860*
	200	18,49 ± 10,52				
Plazení	100	18,70 ± 7,79	-3,622	-1,414	0,166	0,457*
	200	22,32 ± 17,73				
Agility běh	100	12,38 ± 5,81	-7,008*	-4,773	<0,001	0,874*
	200	19,39 ± 13,68				
Zvedání kroužků	100	13,84 ± 12,72	-8,077*	-3,583	0,001	0,955*
	200	21,92 ± 25,53				
Jacík	100	32,93 ± 17,15	-12,924*	-4,588	<0,001	0,800*
	200	45,86 ± 27,70				
Prolézání obručí	100	9,39 ± 13,86	-1,364	-1,857	0,071	0,999*
	200	10,76 ± 18,33				
Přeskakování lavičky	100	16,00 ± 12,34	-7,39*	-4,936	<0,001	0,974*
	200	23,39 ± 20,83				

Poznámka. $M \pm SD$ = průměr ± směrodatná odchylka; $M_{\text{rozdíl}}$ = průměrný rozdíl Stupeň dynamiky pohybu stanovený při frekvenci 100 mínus Stupeň dynamiky pohybu stanovený při frekvenci 200 Hz; p = hodnota statistické významnosti párového t-testu; r_p – Pearsonův korelační koeficient; * – hodnoty statisticky významné na $p = 0,05$.

Koncentrace hodnot v případě Bland-Altmanova grafu (Obrázek 7) pro parametr *Stupeň dynamiky pohybu* se vyskytuje převážně u nižších průměrných hodnot, to znamená, že dochází spíše ke kladným rozdílům, zatímco u vyšších průměrných hodnot jsou tendence opačné. Dále je možné z grafu vyčíst, že rozdíl mezi hodnotami úměrně narůstá s průměrnou hodnotou. To opět poukazuje na již zmíněné zkreslení hodnot. V případě tohoto grafu jsou tendence klesající, takže s narůstajícími průměrnými hodnotami je rozdíl hodnot v oblasti záporných hodnot → s narůstajícími průměrnými hodnotami rostou vzdálenosti mezi nimi.

Obrázek 7

Bland-Altmanův graf shody hodnot parametru „Stupeň dynamiky pohybu“ vypočteného ze záznamu akcelerace na vzorkovací frekvencí 100 a 200 Hz.



Poznámka. Modrá přerušovaná čára označuje $\pm 95\%$ interval shody okolo celkového průměru (červená přerušovaná čára).

Jak je patrné z Tabulky 6, v případě *PlayerLoadTM* jsou všechny rozdíly mezi hodnotami *PlayerLoadTM* pro záznam 100 Hz a 200 Hz statisticky významné s tím, že korelační koeficient v tomto případě není pod 0,950. Vztah mezi frekvencemi je užší, než tomu je u parametru *Stupeň dynamiky pohybu*. Dále se ukazuje, že 200 Hz systematicky dosahuje vyšších hodnot než u 100 Hz záznamu (viz záporné hodnoty $M_{\text{rozdíl}}$).

Po provedení statistického testu ANOVA pro opakovaná měření bylo zjištěno, že typ pohybového úkolu (úsek) má statisticky významný vliv na rozdíly mezi parametrem stanoveným ze záznamu 100 Hz a 200 Hz. Výsledek statistického testu byl $F(6, 1) = 20,512; p < 0,001$.

Z Obrázku 8 je patrné, že stejně jako u předchozího zkoumaného parametru není záznam různých vzorkovacích frekvencí shodný. Opět nastává nejvýraznější shoda v případě úseku *Prolézání obručí*, kdy průměrný rozdíl mezi záznamem akcelerometru s frekvencí záznamu 100 a 200 Hz je pouze -0,217.

U parametru *PlayerLoadTM*, stejně jako u *Stupně dynamiky pohybu*, má nejvyšší naměřenou akceleraci úsek *Jacík* a zároveň se jedná také o nejvyšší rozdíl mezi frekvencemi. S hodnotou akcelerace je na tom velmi podobně úsek *Plazení*, u kterého můžeme zaznamenat jeden z nejvyšších rozdílů mezi frekvencemi.

Tabulka 6

Porovnání záznamu akcelerace při vzorkovací frekvenci 100 a 200 Hz u parametru „PlayerLoadTM“ (N = 38)

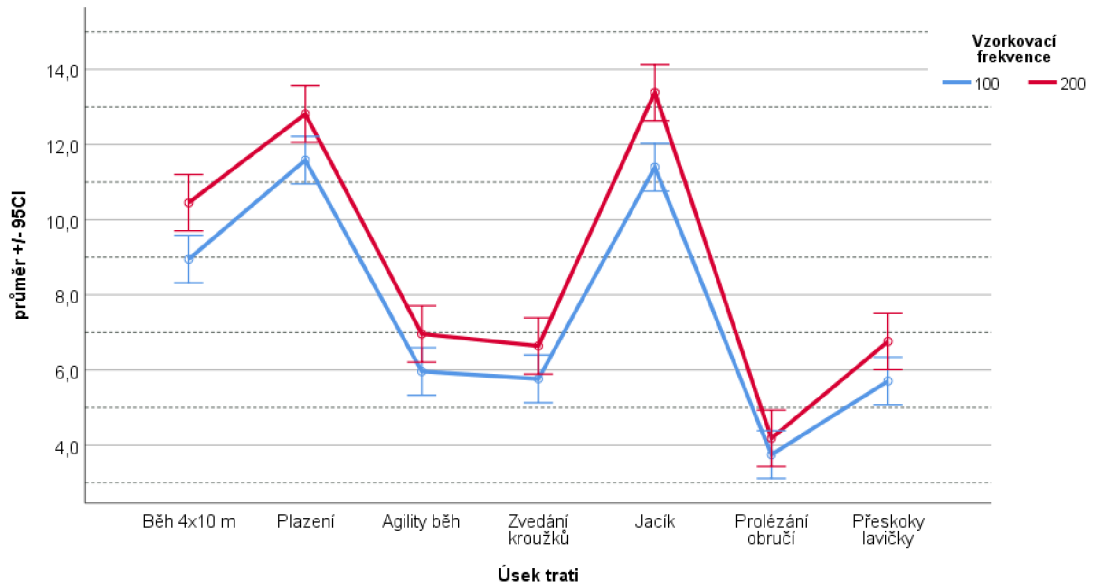
Úsek	Frekvence	$M \pm SD$	M_{rozdil}	t-test	p	r_p
	záznamu [Hz]					
Celá trať	100	3,79 ± 1,73	-0,577*	-23,415	<0,001	0,987*
	200	4,37 ± 1,99				
Běh 4x10 metrů	100	5,79 ± 1,78	-0,615*	-12,501	<0,001	0,956*
	200	6,41 ± 1,82				
Plazení	100	4,48 ± 0,86	-0,752*	-11,575	<0,001	0,986*
	200	5,23 ± 1,13				
Agility běh	100	2,98 ± 0,93	-0,498*	-6,316	<0,001	0,960*
	200	3,48 ± 1,30				
Zvedání kroužků	100	2,88 ± 0,57	-0,439*	-9,111	<0,001	0,970*
	200	3,32 ± 0,82				
Jacík	100	5,70 ± 1,06	-0,994*	-18,643	<0,001	0,976*
	200	6,69 ± 1,27				
Prolézání obručí	100	1,87 ± 0,45	-0,217*	-11,090	<0,001	0,981*
	200	2,09 ± 0,52				
Přeskakování lavičky	100	2,85 ± 0,68	-0,527*	-11,100	<0,001	0,963*
	200	3,38 ± 0,88				

Poznámka. $M \pm SD$ = průměr ± směrodatná odchylka; M_{rozdil} = průměrný rozdíl PlayerLoadTM stanovený při frekvenci 100 mínus PlayerLoadTM stanovený při frekvenci 200 Hz; p = hodnota statistické významnosti párového t-testu; r_p – Pearsonův korelační koeficient; * – hodnoty statisticky významné na p = 0,05.

Obrázek 9 Bland-Altmanova grafu parametru PlayerLoadTM je možné přirovnat ke grafu parametru *Stupeň dynamiky*, kdy je vidět podobná klesající tendence a s narůstajícími průměrnými hodnotami vzdálenosti mezi nimi roste.

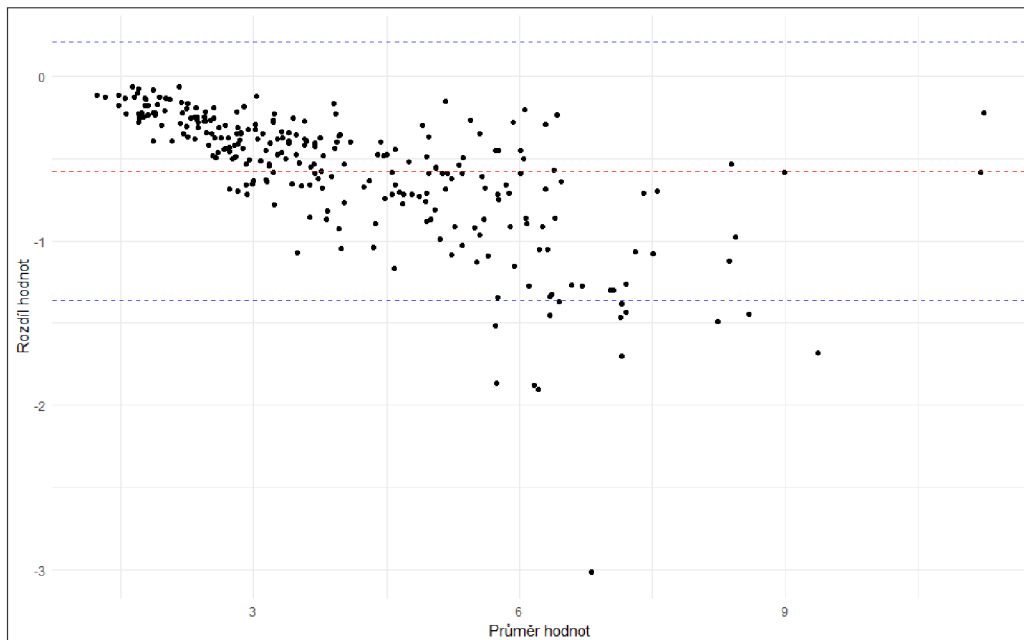
Obrázek 8

Grafické srovnání parametru PlayerLoad™ vypočteného ze záznamu akcelerace na vzorkovací frekvencích 100 a 200 Hz s ohledem na dílčí úseky tratě.



Obrázek 9

Bland-Altmanův graf shody hodnot parametru PlayerLoad™ vypočteného ze záznamu akcelerace na vzorkovací frekvencích 100 a 200 Hz.



Poznámka. Modrá přerušovaná čára označuje $\pm 95\%$ interval shody okolo celkového průměru (červená přerušovaná čára).

6 DISKUSE

K záznamu akcelerace nebo i dalších charakteristik popisujících pohyb jedince (gyroskop, magnetometr), se jeví jako výhodné využívat IMU, které jsou malé, lehké a poměrně nenáročné na samotnou obsluhu. Nicméně s rozměrem přístroje je obvykle spojován problém týkající se kapacity paměti přístroje, pokud data nejsou přenášena online, a dále problém týkající se výdrže baterie. Jak paměť přístroje, tak i kapacita baterie je přitom odvislá od frekvencí záznamu dat. V tomto ohledu je nutné kalkulovat, do jaké míry je akceptovatelná nižší frekvence záznamu. Při standardním monitoringu běžných pohybových aktivit v průběhu delší časové periody si studie postačí s poměrně malou frekvencí. Při studiu rychlých pohybů se však ukazuje jako nezbytné popisovat pohyb s mnohem větším detailem na probíhající změny. Tato práce se tak orientuje na zodpovězení otázky, do jaké míry ovlivňuje vybraná frekvence záznamu akcelerace trojici parametrů použitých k hodnocení vnějšího dynamického zatížení při pohybovém úkolu, kterými jsou *Integrální součet řady záznamu akcelerace* v průběhu vymezeného časového úseku (zde jednotlivých pohybových úkolů), *PlayerLoadTM* a *Stupeň dynamiky pohybu*.

Zatímco první dva uvažované parametry umožňují hodnotit spíše objem vnějšího dynamického zatížení ve vymezeném časovém úseku, poslední parametr se orientuje více na kvalitativní aspekt dynamiky pohybu, neboť odráží vlastnosti průběhu změn akcelerace po dobu trvání vymezeného pohybového úkolu. V případě prvních dvou parametrů se jedná o ukazatele již poměrně frekventovaně používané ve sportu, především pak *PlayerLoadTM*. V případě posledního parametru *Stupeň dynamiky pohybu* je v současnosti pouze navrženým ukazatelem (konstruktem), který doposud nebyl plně validován. Jedná se o návrh, jak průběh dynamických změn posuzovat. Na druhou stranu je vhodné uvést, že konstrukce tohoto parametru není zcela nová, neboť princip sestavení tohoto parametru se využívá například k identifikaci pohybových jevů pomocí strojového učení (s využitím akcelerometru, gyroskopu, magnetometru či jiných senzorů).

Je nutné zdůraznit, že výsledky práce neumožňují posoudit, která ze dvou sledovaných vzorkovacích frekvencí je méně či více vhodná. Pouze shrnuje výsledky, pokouší se je interpretovat, a nakonec popisuje tendence a to, co můžeme od jednotlivých parametrů očekávat – zda mezi vybranými vzorkovacími frekvencemi nastala shoda či nikoliv.

V případě vzorkovací frekvence 200 Hz dochází u parametrů *Stupeň dynamiky pohybu* a *PlayerLoadTM* k systematickému nadhodnocování ve srovnání s frekvencí 100 Hz, zatímco u parametru *Integrální součet* jsou výsledné hodnoty obou frekvencí velice vyrovnané, statisticky nevýznamné. Do jisté míry to vyplývá ze samotné podstaty integrálního součtu a odpovídá to

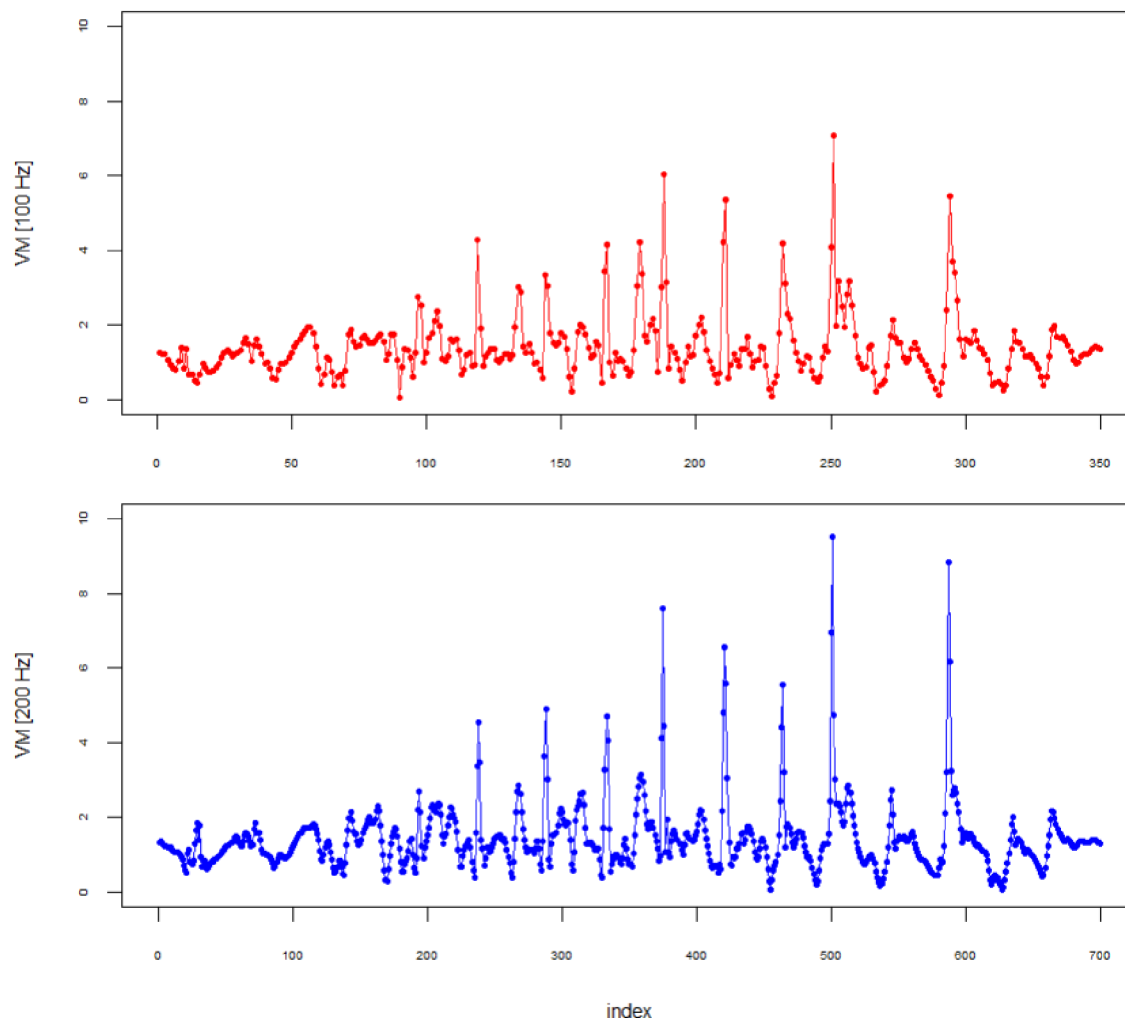
také našemu předpokladu. Případné rozdíly lze pravděpodobně připsat spíše šumu záznamu než systematické odlišnosti v záznamu v závislosti na vzorkovací frekvenci.

V naší práci jsme předpokládali, že vysoká korelace bude platit pro všechny uvažované parametry při odlišných vzorkovacích frekvencích. Při tomto východisku jsme brali v potaz, že systematické nadhodnocování nebo podhodnocování nemá vliv na velikost korelace. Především u sumačních parametrů, kterými jsou *Integrální součet* a *PlayerLoadTM*, je tento předpoklad poměrně logický. Ačkoli parametr *Stupeň dynamiky pohybu* není sumační povahy, nepředpokládali jsme ani v tomto případě žádnou nebo nízkou úroveň korelace mezi parametry s jinými vzorkovacími frekvencemi.

V tomto ohledu výsledky práce podpořily náš předpoklad vysoké korelace u prvních dvou zmíněných parametrů. V případě třetího parametru *Stupeň dynamiky pohybu* byla zjištěna dokonce vysoká úroveň korelace s výjimkou pohybového úkolu plazení, kde byla zjištěna výrazně odlišná úroveň korelace, kterou však lze klasifikovat jako střední. Ukázka samotného záznamu surových dat v Obrázku 10 dokládá zjištěné výsledky korelace. Na grafu je zobrazeno časové okno záznamu akcelerace během pohybového úkolu Běh 4x10 m trvající přibližně 3,5 s. Z grafu je poměrně zjevné, že dva uvedené záznamy s odlišnou frekvencí se v hrubé podobě z hlediska průběhu časové řady výrazně neodlišují. Odlišnosti lze pozorovat v určité plynulosti záznamu ve prospěch 100 Hz záznamu a vyšších hodnot amplitud u 200 Hz záznamu, a to především u lokálních extrémních hodnot. Z výsledků proto vyplývá, že senzory s vyšší vzorkovací frekvencí jsou senzitivnější na akcelerační změny v průběhu pohybu. To je důležité především při detailnějších analýzách konkrétních pohybových úkolů, především u pohybů charakteristických vysokými akceleračními změnami. Proto doporučujeme používat senzory s co nejvyšší vzorkovací frekvencí, pokud je to možné. Naše práce také ukázala, že úroveň korelace je závislá na charakteru pohybového úkolu. Proto je důležité při interpretaci výsledků brát v úvahu charakter pohybu, pro který jsou data získávána.

Obrázek 10

Záznam akcelerace přepočtené na VM při 100 a 200 Hz záznamu. Jedná se o záznam odpovídající jednomu přeběhu mezi kužely v úseky běh na 4x10 metrů.



Dále je důležité si uvědomit to, co vybrané lokomoční aktivity znamenají, jaký mají charakter a také jak vypadají v případě grafické zobrazení. Graf parametru *Stupeň dynamiky pohybu* (Obrázek 6) je celkově z pohledu akcelerace jednotlivých úseků nejvyrovnanější. Větší výkyv je způsoben pouze úseky s maximální a minimální akcelerací, což vyplývá z charakteru pohybů. Běh na 4x10 metrů, Zvedání kroužků a Agility běh jsou si svým charakterem podobné, jde převážně o přímý běh se výraznější změnou směru na koncích jednotlivých sub-úseků. U těchto tří částí trati lze také z Tabulky 5 sledovat, že s narůstající akcelerací stoupá i rozdíl mezi frekvencemi. V případě pohybového úkolu Jacík vidíme na odpovídajícím grafu (Obrázek 6) vysoké nadhodnocení u vzorkovací frekvence 200 Hz. Zatímco plazení je velice intenzivní lokomoční pohyb s charakteristickým zmitáním končetin i trupu a akcelerace je tak mírně vyšší. U vzorkovací frekvence 200 Hz je patrný ústřel křivky v úseky Přeskoky lavičky oproti frekvenci 100 Hz, což je nejspíše způsobeno tendencí této frekvence nadhodnocovat akceleraci, a to nejvýrazněji právě u

parametru *Stupeň dynamiky pohybu*. Na Obrázku 6 můžeme dále vidět větší zploštění křivky pro 200 Hz oproti 100 Hz, což lze interpretovat tak, že frekvence 100 Hz je citlivější na změny akcelerace, má lepší diskriminační povahu a její křivka je tak ostřejší. Možná by to v tomto případě mohl být důvod pro to, zda volit frekvenci 100 Hz nebo 200 Hz. Z Tabulky 5 i Obrázku 6 lze předpokládat, že mezi vzorkovacími frekvencemi je signifikantní rozdíl, a to i v případě jednotlivých úseků. Z výše uvedeného je patrné, že velikost vzorkovací frekvence má vliv na parametr *Stupeň dynamiky pohybu* v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku, a proto druhou výzkumnou hypotézu nezamítáme.

Náš předpoklad vyjádřený první výzkumnou hypotézou tedy nezamítáme a lze konstatovat, že velikost vzorkovací frekvence nemá vliv na parametr *Integrální součet akceleračních změn* v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.

Jeví se to tak, že parametr *PlayerLoadTM* je citlivější na záznam akcelerace oproti ostatním parametrům. U úseků Agility běh a Zvedání kroužků je akcelerace opět velice podobná, avšak tentokrát dochází k většímu rozdílu mezi těmito úseky a zdánlivě podobným pohybem úseku běh na 4x10 metrů. To je nejspíše způsobené tím, že parametr *PlayerLoadTM* pracuje se součtem změn akcelerace a úsek je také poměrně svižný. Z Tabulky 6 je dále patrné, že i zde se se snižující akcelerací snižuje rozdíl mezi frekvencemi. To je vysvětleno tak, že během pohybu s nižší akcelerací je celkově zaznamenáno méně údajů, a proto dochází k nepatrnějším rozdílům mezi vzorkovacími frekvencemi. Z teoretického hlediska je doslovná definice *PlayerLoadTM* založena na rychlostech změn (derivacích) zrychlení (Δ zrychlení/ Δ čas), vyjádřeno v jednotkách m/s^3 (Nicolella et al., 2018; Schelling & Torres-Ronda, 2016). Především při aktivitách, které vyžadují změny směru nebo náhlé zahájení či ukončení pohybu, dochází k významným změnám zrychlení. Vyšší frekvence těchto akcí během pohybové aktivity tedy zvyšuje hodnoty *PlayerLoadTM*. Závěrem lze tento parametr hodnotit tak, že typ pohybového úkolu má statisticky významný vliv na rozdíly mezi parametrem stanoveným ze záznamu 100 Hz a 200 Hz, tudíž poslední výzkumnou hypotézu zamítáme.

Pokud bychom se na vzorkovací frekvence podívali z širšího hlediska, tak se touto problematikou v současnosti zabývá již mnoho studií (Clevenger et al., 2019; Clevenger et al., 2022; Junker et al., 2004; Scott et al., 2020; Jairo et al., 2017; Zhang et al., 2012; Brønd & Arvidsson, 2016; Khan et al., 2016; Gao et al., 2014; Niazi et al., 2017; Allik et al., 2016; Gómez-Carmona et al., 2020; Karas et al., 2019; Ziebart et al., 2017), které ukázaly, že optimální vzorkovací frekvence se liší v závislosti na typu pohybové aktivity, věku i pohlaví jedince, ale i na zvolených algoritmech použitých k výpočtu potřebných parametrů. Výsledky studií nám také přinesly zjištění o tom, že volba vzorkovací frekvence může ovlivnit výsledky měření a tím i jejich konečnou interpretaci.

Vysoká vzorkovací frekvence může vést ke zvýšené spotřebě energie a k nižší životnosti baterie senzoru. Mohou být zaznamenány nadbytečné údaje, které mohou vést k většímu množství šumu a zhoršení kvality výsledků. Nicméně, vysoká vzorkovací frekvence umožňuje získat podrobnější informace o pohybu. Na druhé straně nízká vzorkovací frekvence může snížit přesnost výpočtu parametrů pohybové aktivity. Nižší frekvence mohou způsobit ztrátu informace o krátkodobých pohybech a mohou vést k nepřesnosti v určení doby aktivity a intenzity pohybu. Z toho vyplývá, že volba vhodné vzorkovací frekvence je klíčovým faktorem při použití akcelerometrů pro měření pohybové aktivity. Výběr frekvence by měl být založen na konkrétní aplikaci a potřebách uživatele. Je také důležité uvádět výběr frekvence v publikaci, aby bylo možné interpretovat výsledky měření.

Obecně se monitoringem pohybové aktivity a následným zpracováním a vyhodnocováním dat zabývají autoři mnoha odborných studií (Chen, 2014; Chen & Bassett, 2005; Coleman, et al., 1997; Preece et al., 2009; Luinge, 2002; Freedson & Miller, 2000). Je ale potřeba zohlednit to, že výsledky vědeckých studií se mezi sebou mohou lišit na základě výběru metod kterými se následně pohybová aktivita posuzuje (Vander et al., 2013).

Aby byla validita prováděného měření dostatečná, je potřeba do měřené pohybové aktivity zařadit vyšší podíl lokomočního dynamického cvičení (Hendelman, Miller, Bagget, Debold, & Freedson, 2000). Proto bylo i v této práci zvoleno několik různě dynamicky náročných pohybových cvičení, které zahrnují mimo jiné i vertikální pohyby trupu, aby u záznamu pohybové aktivity nedošlo k jejímu podhodnocení.

Mohli bychom se také zamyslet nad umístěním IMU na těle při pohybové aktivitě. Umístění zařízení závisí do značné míry na kontextu studie, mnoho studií zaměřených na pohybovou aktivitu se přiklání k nošení zařízení na bedrech či na pravém a levém boku z důvodu blízkosti těžiště těla (Semanik et al., 2015; Van Hirtum et al., 2009; Lara & Labrador, 2013). Avšak doposud není jednoznačné, které z umístění je z hlediska validního popisu a hodnocení pohybové aktivity nejvhodnější. Důvodem je především fakt, že kvantifikovat intenzitu PA na bázi akcelerace těla nebo jeho částí je poměrně komplikovaný koncept.

Hlavní problematikou této práce je vliv vzorkovací frekvence na parametry dynamického zatížení v průběhu tělesného cvičení. V této práci jsou zvoleny dvě vzorkovací frekvence – 100 Hz a 200 Hz. Scott et al. (2020) upozorňují ve své studii na rizika snížení vzorkovací frekvence v souvislosti s validitou výstupů, avšak vyzdvihují fakt delší výdrže baterie zařízení při nastavení nižší vzorkovací frekvence. Tento fakt ale není pro tuto práci relevantní, protože v našem případě nejde o dlouhodobé sledování pohybové aktivity. Autoři Brønd a Ardivsson (2016) nabízejí vzájemné srovnání akcelerometrů zaznamenávajících pohyb při různých vzorkovacích frekvencích, přičemž zjistili, že u aktivity *běh* při vzorkovacích frekvencích 40 Hz a 100 Hz bylo vygenerováno o

600 až 1 600 více počtů za minutu než při 30 Hz. Upozorňují také na fakt, že proces filtrování byl vyvinut pro 30 Hz a vzorkovací frekvence v násobcích 30 tedy poskytují nejpřesnější odhady.

V jiné studii autorů Zhang et al. (2012) bylo cílem zjistit, zda snížení vzorkovací frekvence stále poskytuje relevantní údaje. V závěru nezaznamenali snížení přesnosti záznamů při změně vzorkovací frekvence z 80 Hz na 10 Hz, což znamená, že vzorkovací frekvence mezi 10 a 80 Hz vedly k podobné přesnosti. Výsledek této studie potvrzuje také tvrzení Khan et al. (2016), kteří upozorňují na fakt, že vzorkovací frekvence v mnoha studích jsou až o 57 % vyšší, než je nutné, což vede k plýtvání zdroji. Na druhou stranu ale považují vzorkovací frekvenci nižší než 20 Hz za nedostatečnou, protože je obtížné spolehlivě reprezentovat lidské činnosti, což může souviset s nedostatečnou periodicitou akcelerometrických signálů, a proto se nyní v mnoha případech data z akcelerometru obvykle zaznamenávají s mnohem vyšší vzorkovací frekvencí. Nastavení vzorkovací frekvence na 20 Hz vychází ze Shannon-Nyquistova teorému, který říká, že pro úspěšnou, tj. bezztrátovou rekonstrukci určitého signálu je třeba data vzorkovat alespoň dvojnásobkem jejich nejvyšší frekvence. Také upozorňují na fakt, že dnešní výzkum se již více zaměřuje na kvalitativní analýzu zaznamenaných aktivit a cílem je tak jemnější posouzení podrobných údajů o pohybu. Pro takové případy použití by vzorkovací frekvence, která je příliš nízká, skryla podstatné detaily o pohybové aktivitě. V jiných studiích se ale setkáváme s nastavením vzorkovací frekvence i na 30 Hz (Bächlin et al., 2010), 100 Hz (Plötzi et al., 2012) nebo 250 Hz (Laehoven & Aronsen, 2007). Příklad nízké vzorkovací frekvence lze nalézt i ve studii autorů Junker et al. (2004), kteří původní zaznamenání pohybové aktivity se vzorkovací frekvencí 100 Hz převzorkují na pouhých 20 Hz. Výrazné zhoršení je pozorováno pouze při nastavení vzorkovací frekvence a rozlišení na hodnotu 10 Hz a 1 bit. Autoři měření prováděli pro chůzi po rovině a chůzi do schodů, tudíž lze říci, že výsledky této studie nelze zobecňovat. Ke stejným výsledkům docházejí také Gao et al. (2014), kteří provedli experiment s opakovaným zvyšováním vzorkovací frekvence od 10 do 200 Hz v krocích po 10 Hz a byly zaznamenány přesnosti klasifikace. Změny přesnosti zaznamenávání v závislosti na nárůstu vzorkovací frekvence se nad 20 Hz nepatrně zvyšují o pouhé 1 % a nad 50 Hz se stabilizují. Tudíž i tito autoři přijali vzorkovací frekvenci 20 Hz. Mauer et al. (2006) potvrzují předchozí výsledky s tím, že přesnost zaznamenávání se při vzorkovacích frekvencích nad 15-20 Hz významně nezvyšuje. Poněkud vyšší frekvenci preferují Niazi et al. (2017), kteří ve svém výzkumu vyhodnotili frekvenci 50 Hz jako tu s nejlepšími výsledky. Opět je ale důležité si uvědomit a upozorňují na to samotní autoři, že nižší hodnoty jsou vhodnější pro studie zahrnující méně dynamické činnosti nebo subjekty, u nichž je větší pravděpodobnost, že budou méně aktivní.

Protože se tato práce zaměřuje na několik vysoce dynamických cvičení v krátkém časovém intervalu, jsou k co nejpřesnějšímu zaznamenání pohybové aktivity zvoleny vyšší vzorkovací

frekvence. Brønd a Arvidsson (2015) se zabývali vyšší vzorkovací frekvencí během aktivit s vyšší intenzitou. Například při použití vzorkovací frekvence 100 Hz bylo při rychlém běhu zaznamenáno dalších 1238 počtů min^{-1} ve srovnání s frekvencí 30 Hz. Upozorňují ale na to, že při použití jiné frekvence než 30 Hz (nebo jejích násobků) se mohou generovat další počty na ose y, a to zejména s rostoucí intenzitou aktivity, což přičítali signálům unikajícím z pásmového filtru IMU. S tímto názorem se ztotožňují i Clevenger et al. (2019), kteří tvrdí, že písmový filtr při jiné vzorkovací frekvenci než 30 Hz (nebo jejích násobků) nefunguje tak, jak by měl. Clevenger et al. (2022) porovnávali vzorkovací frekvence 30 Hz a 60, 80, 90 a 100 Hz pomocí průměrných absolutních rozdílů, korelací a testů ekvivalence. Všechny výsledky byly statisticky ekvivalentní a korelační koeficienty byly $\geq 0,970$. Absolutní rozdíly byly největší při porovnávání počtu 30 versus 80 Hz a 30 versus 100 Hz. I v tomto případě doporučují násobky 30 Hz, protože použití vzorkovací frekvence 100 Hz vedlo k velkým maximálním individuálním rozdílům. Výsledkem bylo, že u všech testovaných vzorkovacích frekvencí (60, 80, 90 a 100 Hz) byly průměrné hodnoty metrik a procento času stráveného v jednotlivých intenzitách činnosti považovány za statisticky ekvivalentní s frekvencí 30 Hz ($p < 0,001$). Například procentuální rozdíl ve velikosti vektoru činil 0,1 %, 1,4 %, 0,3 % a 2,8 % pro srovnání 60, 80, 90 a 100 Hz s 30 Hz.

Ziebart et al. (2017) naopak pracovali s velmi vysokou vzorkovací frekvencí 640 Hz, kterou následně převzorkovali na 100 Hz. V porovnání s původními daty přineslo toto snížení vzorkovací frekvence průměrnou chybu podhodnocení o 11 % u všech pohybových úloh (párové srovnání $p = 0,101$). Mayer et al. (2015) upozorňují na problém předchozích studií, které používají nízké vzorkovací frekvence pro adekvátní měření kratších a nárazových zrychlení. Aby bylo zajištěno, že všechny lidské pohyby jsou adekvátně měřeny, musí být vzorkovací frekvence alespoň dvojnásobkem rychlosti nejrychlejšího pohybu (Chen & Bassett, 2005). Migueles et al. (2017) se také zabývají zjištěním autorů Brønd a Arvidsson (2015) o tom, že vzorkovací frekvence v násobcích 30 Hz poskytují přesnější odhady při zpracování signálu. Ale sami doporučují použít nejvyšší možnou vzorkovací frekvenci, protože nelze dopředu s jistotou předvídat budoucí potřeby zpracování dat. Jejich závěrem je doporučení pro použití vzorkovací frekvence minimálně 90 Hz nebo 100 Hz. Přehled provedený Malonem et al. (2017) ukázal, že dostupné vzorkovací frekvence (tj. 100 Hz) nejsou dostatečně citlivé. Ve sportu bude potřeba poskytnout údaje s vyšším vzorkováním, protože volba vzorkovací frekvence může být ovlivněna různými parametry, jako je rozsah frekvencí v datech, použitá nebo požadovaná filtrace a další kritická hlediska.

Velmi přínosná studie pro tuto práci a obecně pro problematiku nastavení vzorkovací frekvence je od autorů Gómez-Carmona et al. (2020), kteří se zaměřili na vzorkovací frekvence při registraci pohybové zátěže na základě akcelerometrie, a to v případě případové studie ve fotbale. Cílem této studie bylo analyzovat shodu mezi různými vzorkovacími frekvencemi pro

kvantifikaci zatížení při pohybové aktivitě. V případě této studie pracují výzkumníci se záznamem akcelerometrického parametru zatížení $\text{PlayerLoad}_{\text{RT}}$ při různých vzorkovacích frekvencích: (a) 10 Hz, (b) 100 Hz, (c) 500 Hz a (d) 1000 Hz. Kromě toho byla provedena metoda snížení vzorkovací frekvence: e) 1000 až 100 Hz a f) 500 až 100 Hz pro účely srovnání. Shoda a korelační analýza byly stanoveny pomocí Pearsonova korelačního koeficientu, intratřídni korelace, Bland-Altmanova zkreslení a t-student nezávislých vzorků s Cohenovou velikostí účinku d . Ve výsledku byla zjištěna téměř dokonalá shoda mezi všemi vzorkovacími frekvencemi ($\text{ICC} > 0,864$), s výjimkou shody mezi 10 Hz a ostatními vzorkovacími frekvencemi ($\text{ICC} = 0,357-0,658$). A také velmi velké až téměř dokonalé korelace ($r > 0,704$). Srovnávací analýza ukázala statistické rozdíly mezi všemi vzorkovacími frekvencemi ($p < 0,01$) s nejvyššími rozdíly mezi 10 Hz a všemi ostatními vzorkovacími frekvencemi. Tento výzkum došel k závěru, že vzorkovací frekvence nižší než 100 Hz není dostatečně citlivá na detekci externí zátěže, které jsou pohybově aktivní jedinci vystaveni. V závěru výzkumu se doporučuje, že pokud je účelem měření krátkodobý a velmi specifický pohyb, je vhodné použít vyšší vzorkovací frekvenci.

Autoři, kteří se zabývají touto problematikou, využívají pro porovnání výsledků záznamů o pohybové aktivitě u akcelerometrů s rozdílným nastavením vzorkovací frekvence obvykle různé parametry, které jsou relevantní pro vyhodnocování pohybové aktivity. Tyto parametry se mohou lišit v závislosti na cíli studie, ale zahrnují například celkovou spotřebu energie, počet kroků, délku kroku, rychlost, trvání fyzické aktivity, amplitudu pohybu, úhel natočení a další. Často se také porovnávají různé statistické charakteristiky záznamu, jako jsou průměr, směrodatná odchylka, rozptyl, koeficient variace, spektrální hustota výkonu a další. Kromě toho mohou autoři porovnávat i přesnost jednotlivých metod na základě srovnání s referenčními metodami nebo s manuálně zaznamenanými daty.

Jak už bylo výše zmíněno, tato práce pro výsledné porovnání dat z akcelerometru s různými vzorkovacími frekvencemi využívá mimo jiné také parametr $\text{PlayerLoad}^{\text{TM}}$, kterým se kromě předchozího uvedeného článku zabývá také studie (Gómez-Carmona et al., 2019) ve které autoři porovnávají ukazatele vnějšího zatížení. V této studii je také využita vzorkovací frekvenci 100 Hz. Studie analyzovala shodu mezi různými ukazateli vnějšího zatížení založených na akcelerometrii, které jsou k dispozici ve sportovní vědě a patří do nich například právě již zmíněné parametry $\text{PlayerLoad}^{\text{TM}}$, $\text{Player Load}_{\text{RT}}$ nebo $\text{PlayerLoad}_{\text{RE}}$. Uvedené parametry se liší na základě firmy výrobce inerciálního zařízení. Tyto parametry se mohou také lišit kvůli různým algoritmům a škálovaným hodnotám použitým při výpočtech, takže není možné porovnávat proměnné (např. různé jednotky a velikosti, různé vzorkovací frekvence). Chambers et al. (2015) provedli rešerši 2395 studií ze kterých vybrali 28, které se zabývaly použitím akcelerometrů ke kvantifikaci specifických sportovních pohybů. Použití ukazatelů vnějšího zatížení založených na akcelerometrii se

v jednotlivých studiích lišilo, i když nejčastěji se používal právě PlayerLoad™. Studie používaly akcelerometrická zařízení buď k detekci pohybů specifických pro daný sport (n = 19), k analýze pohybů specifických pro daný sport (n = 8), nebo k detekci a analýze pohybů (n = 1). Frekvence vzorkování použitých zařízení se pohybovala od 30 do 500 Hz. Výsledky této studie ukazují, že komerčně dostupné mikrosenzory s použitím parametrů jako je např. PlayerLoad™ mají velký potenciál pro detekci pohybů a jsou schopny kvantifikovat sportovní pohyby. Stejně jako předchozí zmíněná studie i Barrett et al. (2014) zkoumali parametr PLayerLoad™ a zaměřili se hlavně na to, jak ho ovlivní umístění IMU na těle. Souhrnně zjistily, že PlayerLoad™ má střední až vysokou spolehlivost testování, která nebyla ovlivněna umístěním jednotky. Stejně jako v případě této diplomové práce byly i v této studii IMU umístěny mezi lopatky. Byla prokázána konvergentní validita PlayerLoad™ s téměř dokonalou korelací v rámci subjektu s měřením vnitřního zatížení. Proto nošení jednotky mezi lopatkami neovlivňuje spolehlivost testů a konvergentní platnost PlayerLoad™ a je vhodné pro použití při cvičení.

Autoři se ale jednotně neshodují ve významu PlayerLoad™ a jejich popis se v jednotlivých studiích liší. Bredt et al. (2020) ve své studii uvádějí rozdílné interpretace tohoto parametru. Weaving et al. (2017) popisují PlayerLoad™ jako vektorovou veličinu s modifikacemi, která se zaměřuje na obsáhnutí všech požadavků, které sportovci zažívají v oblasti rychlosti, zrychlení, změny směru a kolizí. Castillo et al. (2017) uvádí, že zátěž pohybujícího se jedince byla vypočítána jako velikost vektoru, který představuje součet zrychlení zaznamenaných v pohybu v anteriorně-posteriorní, mediolaterální a vertikální rovině.

Ani rovnice uvedená v podkapitole 4.3 *Metody sběru a zpracování dat* není v této problematice jediná využívaná, jednotlivé rovnice se totiž mění podle autorů. Například Randers et al. (2014) uvedli sigma (Σ), která představuje matematický součet, mimo odmocninu rovnice PlayerLoad™. Kromě toho některé studie prováděly dělení hodnot PlayerLoad™ číslem 100, aby je zmenšily (Montgomery et al., 2010; Schelling a Torres-Ronda, 2016). Zatímco některé studie jej uvádí uvnitř odmocniny rovnice (Boyd et al., 2011) a jiné naopak mimo odmocninu (Schelling a Torres-Ronda, 2016). Někteří autoři toto dělení vůbec nezmiňují (Casamichana et al., 2013; Randers et al., 2014). Rozdíly v rovnicích napříč studiemi vedly k různým výsledkům. Bredt et al. (2020) dále upozorňují na to, že většina uvedených studií používala zařízení Catapult (zařízení vyvíjeno společností Catapult Sports – Catapult Innovations, Melbourne, Austrálie). V tomto případě byla použita jejich standardizovaná rovnice, ale již nebyly interpretovány metriky PlayerLoad™, což může vést k nesprávnému použití a výkladu dané rovnice. Problematické je to v případě, že se PlayerLoad™ počítá s použitím IMU, které se liší od zařízení Catapult, jak tomu bylo např. ve studiích autorů Scanlan et al. (2014), Twist et al. (2017) Young et al. (2016), nebo jako je tomu právě v této práci, kde využíváme zařízení Axivity AX6.

7 ZÁVĚRY

Diplomová práce zjišťovala vliv vzorkovací frekvence akcelerometru na hodnocení dynamické zátěže v průběhu předepsaného pohybového úkolu. Děti mladšího školního věku byly během tělesného cvičení v průběhu překonávání překážkové dráhy monitorovány pomocí dvou akcelerometrů s odlišnými vzorkovacími frekvencemi. Vliv vzorkovací frekvence byl sledován u tří vybraných parametrů – *Integrální součet akceleračních změn*, *PlayerLoad™* a *Stupeň dynamiky pohybu*.

Ve shodě s předpokladem této práce bylo na základě výsledků zjištěno, že velikost vzorkovací frekvence nemá vliv na parametr dynamického zatížení *Integrální součet akceleračních změn* v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.

Obdobně nebyl zamítnut náš druhý předpoklad, že velikost vzorkovací frekvence má vliv na parametr změn dynamického zatížení *Stupeň dynamiky pohybu* v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.

Na základě výsledků však bylo nutné zamítnout poslední předpoklad práce a proto konstatujeme, že velikost vzorkovací frekvence má vliv na parametr dynamického zatížení *PlayerLoad™* v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku.

Z výsledků dále vyplývá, že mezi parametry stanovenými při odlišných vzorkovacích frekvencích je téměř výhradně velmi vysoká či vysoká korelace. Je přitom patrné, že odlišnosti korepondují s typem pohybového úkolu.

Výsledky proto naznačují, že optimální vzorkovací frekvence u IMU pro hodnocení vnějšího zatížení závisí na konkrétním sportu, druhu pohybu a na úrovni detailu, který chceme získat. Je důležité pečlivě promyslet nastavení IMU, včetně vzorkovací frekvence a zvolit takovou, která zajistí dostatečnou přesnost a zároveň minimalizuje nároky na paměť, baterii a výpočetní výkon zařízení.

8 SOUHRN

Akcelerometr je senzor, který může být použit k monitorování pohybového chování či obecněji k pohybu člověka. Tento druh senzoru detekuje zrychlení, které interpretujeme jako nárůst či pokles změny rychlosti pohybu v čase. Data získaná z akcelerometrů jsou obvykle digitalizována a zaznamenávána jako časová řada hodnot. S použitím IMU se pojí i jejich správné a vhodné nastavení ještě před použitím přístrojů.

Tato práce se orientovala na otázku volby adekvátní velikosti vzorkovací frekvence záznamu akcelerace. Vzorkovací frekvencí se rozumí počet zaznamenaných hodnot akcelerace za sekundu. Obecně se ukazuje výběr správné vzorkovací frekvence za klíčový pro zajištění přesnosti a spolehlivosti zaznamenání dynamického zatížení. Příliš nízká vzorkovací frekvence může vést k neúplnému zaznamenání určitých znaků pohybu, zatímco příliš vysoká vzorkovací frekvence může způsobit zbytečně velké množství dat, což může mít dopad na úroveň spotřeby baterie a kapacitu paměti zařízení. Proto by měla být vzorkovací frekvence pečlivě vybrána s ohledem na potřeby a cíle konkrétní studie.

Tato práce se zaměřila na vliv vzorkovací frekvence senzoru Axivity AX6 na hodnocení dynamické zátěže v průběhu definovaných pohybových úkolů. Zaměřili jsme se především na ty skutečnosti, které byly vymezeny cílem této práce a třemi výzkumnými hypotézami. Zjišťován tak byl vliv velikosti vzorkovací frekvence na tři vybrané parametry dynamického zatížení v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku. Vybranými parametry byly *Integrální součet akceleračních změn*, *Stupeň dynamiky pohybu* a *PlayerLoad™*. Zmíněné parametry *Integrální součet řady záznamu akcelerace* a *PlayerLoad™* byly vybrány na základě jejich použití již v řadě předchozích studií a běžném použití ve sportovních aktivitách. Zatímco parametr *Stupeň dynamiky pohybu* není v této problematice běžně využíván. Díky této práci je možné zvážit použití těchto parametrů dynamického zatížení nejen ve sportovní praxi z pohledu kvantitativní stránky dynamiky pohybu, ale díky poslednímu zmíněnému také v oblasti kvalitativní stránky dynamického zatížení.

Zatížení bylo docíleno pomocí protokolem definované překážkové dráhy se sedmi odlišnými pohybovými úkoly, kterou měly děti za úkol překonat v co nejkratším čase. Kvantitativním přístupem ke zpracování a vyhodnocení dat byly zjištěny rozdíly vždy mezi dvojicí parametrů stanovených ze záznamu s odlišnou vzorkovací frekvencí, a to během celé překážkové dráhy i v rámci dílčích pohybových úkolů.

Výsledky této práce ukazují na to, že velikost vzorkovací frekvence nemá vliv na parametr dynamického zatížení *Integrální součet akceleračních změn* v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku. Zatímco na parametry *Stupeň dynamiky pohybu* a *PlayerLoad™*

v průběhu tělesného cvičení u dětí mladšího školního věku mají vzorkovací frekvence vliv. Tato zjištění mají zásadní vliv na metodiku budoucích výzkumných studií zaměřených na hodnocení dynamického zatížení pomocí akcelerometrů.

Výsledky práce je v budoucnosti žádoucí doplnit o další poznatky. Ve sportovní praxi se pracuje také s mnohem vyššími vzorkovacími frekvencemi (až 1600 Hz) a je otázkou, k jak výrazným odlišnostem zde dochází.

9 SUMMARY

An accelerometer is a sensor that can be used to monitor a person's movement behaviour or more generally movement. This kind of sensor detects acceleration, which we interpret as an increase or decrease in the change of speed of the movement over time. The data obtained from accelerometers are usually digitized and recorded as a time series of values. The use of IMUs involves their correct and appropriate setup before the instruments are used.

This work focused on the issue of choosing an adequate sample rate size for acceleration recording. The sampling rate is defined as the number of acceleration values recorded per second. In general, the selection of the correct sampling rate is shown to be crucial to ensure the accuracy and reliability of dynamic load recording. Too low a sampling rate can lead to the incomplete recording of certain motion features, while too high a sampling rate can result in unnecessarily large amounts of data, which can impact the battery consumption level and memory capacity of the device. Therefore, the sampling rate should be carefully selected with respect to the needs and objectives of a particular study.

This work focused on the effect of the sampling rate of the Axivity AX6 sensor on the assessment of dynamic load during defined movement tasks. We focused mainly on those facts that were defined by the aim of this work and the three research hypotheses. Thus, the effect of the sampling rate magnitude on three selected parameters of dynamic load during physical exercise in young school-age children was investigated. The selected parameters were the Integral Sum of Acceleration Changes, Degree of Dynamic Movement, and PlayerLoadTM. The aforementioned parameters Integral Sum of Acceleration Record Series and PlayerLoadTM were selected based on their use in several previous studies and common use in sporting activities. While the parameter Degree of Motion Dynamics is not commonly used in this problem. With this work, it is possible to consider the use of these dynamic loading parameters not only in sports practice in terms of the quantitative aspect of movement dynamics but also, thanks to the latter, in the qualitative aspect of dynamic loading. These parameters also allowed us to identify differences in the sampling frequencies selected.

The loading was achieved using a protocol-defined obstacle course with seven different movement tasks, which the children were asked to overcome in the shortest possible time. Using a quantitative approach to data processing and evaluation, differences were always found between pairs of parameters determined from the recordings with different sampling frequencies, both throughout the obstacle course and within the sub-movement tasks.

The results of this study indicate that the magnitude of the sampling rate does not affect the dynamic load parameter Integral Sum of Acceleration Changes during physical exercise in

young school-aged children. While the parameters Degree of Dynamic Movement and Player-LoadTM during physical exercise in younger school-age children are affected by the sampling frequency. These findings have important implications for the methodology of future research studies aimed at assessing dynamic loading using accelerometers.

It is desirable to complement the results of this work with further findings in the future. In sports practice, much higher sampling frequencies (up to 1600 Hz) are also used and it is questionable how significant differences occur here.

10 REFERENČNÍ SEZNAM

- Ainsworth, B. E., Jacobs, D. R., Jr, & Leon, A. S. (1993). Validity and reliability of self-reported physical activity status: the Lipid Research Clinics questionnaire. *Medicine and science in sports and exercise*, 25(1), 92–98. <https://doi.org/10.1249/00005768-199301000-00013>
- Ambler, Z. (2006). *Základy neurologie: [učebnice pro lékařské fakulty]* (6., přeprac. a dopl. vyd). Galén.
- Aminian, K., & Najafi, B. (2004). Capturing human motion using body-fixed sensors: outdoor measurement and clinical applications. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 15(2), 79–94. <https://doi.org/10.1002/cav.2>
- Bachlin, M., Plotnik, M., Roggen, D., Maidan, I., Hausdorff, J. M., Giladi, N., & Troster, G. (2010). Wearable Assistant for Parkinson's Disease Patients With the Freezing of Gait Symptom. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(2), 436–446. <https://doi.org/10.1109/TITB.2009.2036165>
- Bai, J., He, B., Shou, H., Zipunnikov, V., Glass, T. A., & Crainiceanu, C. M. (2013). Normalization and extraction of interpretable metrics from raw accelerometry data. *Biostatistics*, 15(1), 102–116. <https://doi.org/10.1093/biostatistics/kxt029>
- Bai, Y., Welk, G. J., Nam, Y. H., Lee, J. A., Lee, J. M., Kim, Y., Meier, N. F., & Dixon, P. M. (2016). Comparison of Consumer and Research Monitors under Semistructured Settings. *Medicine and science in sports and exercise*, 48(1), 151–158. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000727>
- Baker, L., Clemens, L., Sun, M., & Maciej, S. (2010). *Wrist-worn Accelerometers*. 5(6), 1023–1033. <https://doi.org/10.1089/152091503322641088>
- Barrett, S., Midgley, A., & Lovell, R. (2014). PlayerLoad™: Reliability, Convergent Validity, and Influence of Unit Position during Treadmill Running. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 9(6), 945–952. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2013-0418>
- Bassett, D. R. (2015). Validity and Reliability issues in Objective Monitoring of Physical Activity. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 71(2), 30–36. <https://doi.org/10.1080/02701367.2000.11082783>
- Bassett, D. R., Ainsworth, B. E., Swartz, A. M., Strath, S. J., O'Brien, W. L., & King, G. A. (2000). Validity of four motion sensors in measuring moderate intensity physical activity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32, 471–480. <https://doi.org/10.1097/00005768-200009001-00006>
- Belej, M., & Junger, J. (2006). *Motorické testy koordinačných schopností*. Prešov: Prešovská univerzita v Prešově.

- Benstein, N. A. (2014). *Dexterity and its development*. Psychology Press.
- Blahušová, E. (2005). *Wellness: Fitness*. Karolinum.
- Blahutková, M., Řehulka, E., & Daňhelová, Š. (2005). *Pohyb a duševní zdraví: motivace lidí k pohybovým aktivitám* (2. přeprac. vyd). Paido.
- Bonomi, A., Goris, A., Yin, B., & Westerterp, K. (2009). Detection of Type, Duration, and Intensity of Physical Activity Using an Accelerometer. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *41*(9), 1770-1777. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181a24536>
- Botek, M., Neuls, F., Klimešová, I., & Vyhnánek, J. (2017). *Fyziologie pro tělovýchovné obory: (vybrané kapitoly)*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Bouchard, C., Blair, S.N. & Haskell, W.L. (2007) Physical activity and health. *Human Kinetics, Champaign*.
- Bouten, C. V., Westerterp, K. R., Verduin, M., & Janssen, J. D. (1994). Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. *Medicine and science in sports and exercise*, *26*(12), 1516–1523.
- Boyd, L. J., Ball, K., & Aughey, R. J. (2011). The reliability of MinimaxX accelerometers for measuring physical activity in Australian football. *International journal of sports physiology and performance*, *6*(3), 311–321. <https://doi.org/10.1123/ijsp.6.3.311>
- Bray, M. S., Wong, W. W., Morrow, J. R., Jr, Butte, N. F., & Pivarnik, J. M. (1994). Caltrac versus calorimeter determination of 24-h energy expenditure in female children and adolescents. *Medicine and science in sports and exercise*, *26*(12), 1524–1530.
- Bredt, S. da G. T., Chagas, M. H., Peixoto, G. H., Menzel, H. J., & Andrade, A. G. P. de. (2020). Understanding Player Load: Meanings and Limitations. *Journal of Human Kinetics*, *71*(1), 5-9. <https://doi.org/10.2478/hukin-2019-0072>
- Brønd, J. C., & Arvidsson, D. (2016). Sampling frequency affects the processing of Actigraph raw acceleration data to activity counts. *Journal of Applied Physiology*, *120*(3), 362-369. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00628.2015>
- Castillo, D., Weston, M., McLaren, S. J., Cámara, J., & Yanci, J. (2017). Relationships Between Internal and External Match-Load Indicators in Soccer Match Officials. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12*(7), 922-927. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0392>
- Cech, D. J., & Martin, S. T. (2002). *Functional Movement Development Across the Life Span: Elsevier Health Sciences*.
- Coleman, K. J., Saelens, B. E., Wiedrich-Smith, M. D., Finn, J. D., & Epstein, L. H. (1997). Relationships between TriTrac-R3D vectors, heart rate, and self-report in obese children. *Medicine*

- and science in sports and exercise*, 29(11), 1535–1542.
<https://doi.org/10.1097/00005768-199711000-00022>
- Craig, C. L., Marshall, A. L., Sjöström, M., Bauman, A. E., Booth, M. L., Ainsworth, B. E., Pratt, M., Ekelund, U., Yngve, A., Sallis, J. F., & Oja, P. (2003). International physical activity questionnaire: 12-country reliability and validity. *Medicine and science in sports and exercise*, 35(8), 1381–1395. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000078924.61453.FB>
- Čelikovský, S. (1984). *Antropomotorika pro studující tělesnou výchovu: učebnice pro posluchače studijního oboru tělesné výchovy*, Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Čelikovský, S. (1990). *Antropomotorika pro studující tělesnou výchovu*. 3. vyd., Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- De Jonge, L., DeLany, J. P., Nguyen, T., Howard, J., Hadley, E. C., Redman, L. M., & Ravussin, E. (2007). Validation study of energy expenditure and intake during calorie restriction using doubly labeled water and changes in body composition. *The American journal of clinical nutrition*, 85(1), 73–79. <https://doi.org/10.1093/ajcn/85.1.73>
- De Vries, S. I., Van Hirtum, H. W., Bakker, I., Hopman-Rock, M., Hirasings, R. A., & Van Mechelen, W. (2009). Validity and reproducibility of motion sensors in youth: a systematic update. *Medicine and science in sports and exercise*, 41(4), 818–827. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818e5819>
- Dobry, L., Čechovská, I., Kračmar, B., Psotta, R., Sús, V. (2009) *Kinantropologie a pohybové aktivity*. In V. Sús a V. Mužík, *Tělesná výchova a sport mládeže v 21. století*. 1.vyd. Brno: Masarykova univerzita.
- Dovalil, J. (2002). *Výkon a trénink ve sportu* (2. vyd). Olympia.
- Dovalil, J. (2008). *Lexikon sportovního tréninku* (2., upr. vyd). Karolinum.
- Dovalil, J., & Hartlová, H. (2002). *Výkon a trénink ve sportu*. Olympia.
- Dovalil, J., Choutka, M., Svoboda, B., Hošek, V., Perič, T., Potměšil, J., Vránová, J., & Bunc, V. (2012). *Výkon a trénink ve sportu* (4. vyd). Olympia.
- Druga, R., Grim, M., & Dubový, P. (2011). *Anatomie centrálního nervového systému*. Galén.
- Dylevský, I. (1997). *Pohybový systém a zátěž*. Grada.
- Dylevský, I. (2009). *Kineziologie: základy strukturální kineziologie*. Triton.
- Ellis, K., Kerr, J., Godbole, S., Lanckriet, G., Wing, D., & Marshall, S. (2014). A random forest classifier for the prediction of energy expenditure and type of physical activity from wrist and hip accelerometers. *Physiological Measurement*, 35(11), 2191–2203. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/11/2191>
- Esliger, D., Rowlands, A., Hurst, T., Catt, M., Murray, P., & Eston, R. (2011). Validation of the GENE Accelerometer. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(6), 1085–1093.

- Eston, R. G., Rowlands, A. V., & Ingledew, D. K. (1998). Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities. *Journal of applied physiology*, *84*(1), 362–371. <https://doi.org/10.1152/jappl.1998.84.1.362>
- Eston, R. G., Rowlands, A. V., & Ingledew, D. K. (1998). Validity of heart rate, pedometry, and accelerometry for predicting the energy cost of children's activities. *Journal of applied physiology*, *84*(1), 362–371. <https://doi.org/10.1152/jappl.1998.84.1.362>
- Freedson, P. S., & Miller, K. (2000). Objective monitoring of physical activity using motion sensors and heart rate. *Research quarterly for exercise and sport*, *71*(2), 21–29.
- Freedson, P., Melancon, E., & Sirtard J. (1998). Calibration of the Computer Science and Applications. *Inc. accelerometer*, *30*(5), 777-781. <https://doi.org/10.1097/00005768-199805000-00021>
- Fridolfsson, J., Börjesson, M., Buck, C., Ekblom, Ö., Ekblom-Bak, E., Hunsberger, M., Lissner, L., & Arvidsson, D. (2019). Effects of Frequency Filtering on Intensity and Noise in Accelerometer-Based Physical Activity Measurements. *Sensors*, *19*(9). <https://doi.org/10.3390/s19092186>
- Fridolfsson, J., Börjesson, M., Buck, C., Ekblom, Ö., Ekblom-Bak, E., Hunsberger, M., Lissner, L., & Arvidsson, D. (2019). Effects of Frequency Filtering on Intensity and Noise in Accelerometer-Based Physical Activity Measurements. *Sensors*, *19*(9). <https://doi.org/10.3390/s19092186>
- Frömel, K., Svozil, Z., & Novosad, J. (1999). *Pohybová aktivita a sportovní zájmy mládeže: [monografie pro studijní účely]*. Univerzita Palackého.
- Gajda, V., & Fojtík, I. (2008). *Úvod do kinantropologie: semináře*. Pedagogická fakulta Ostravské univerzity v Ostravě, katedra tělesné výchovy.
- Galloway, J. (2007). *Děti v kondici: --zdravé, šťastné, šikovné*. Grada.
- Ganong, W. F. (2005). *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Galén.
- Gao, L., Bourke, A. K., & Nelson, J. (2014). Evaluation of accelerometer based multi-sensor versus single-sensor activity recognition systems. *Medical Engineering & Physics*, *36*(6), 779-785. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.02.012>
- Gesell, A., & Ames, L. B. (1940). The Ontogenetic Organization of Prone Behavior in Human Infancy. *The Pedagogical Seminary and Journal of Genetic Psychology*, *56*(2), 247-263. <https://doi.org/10.1080/08856559.1940.10534500>
- Grexa, J. (2007). *Přehled světových dějin sportu*. Masarykova univerzita.
- Guyton, A. C., & Hall, E. J. (2006). *Textbook of Medical Physiology* (11. vyd). Elsevier.
- Hájek, J. (2012). *Antropomotorika*. Univerzita Karlova v Praze, Pedagogická fakulta.

- Harrison, M., Burns, C. F., McGuinness, M., Heslin, J., & Murphy, N. M. (2006). Influence of a health education intervention on physical activity and screen time in primary school children: 'Switch Off-Get Active'. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(5), 388-394. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2006.06.012>
- Hartl, P., & Hartlová, H. (2000). *Psychologický slovník*. Portál.
- Hartl, P., & Hartlová, H. (2010). *Velký psychologický slovník*. Portál.
- Hátlová, B. (2003). *Kinezioterapie: pohybová cvičení v léčbě psychických poruch* (2. přeprac. vyd). Karolinum.
- Havlíčková L. a kol. (2003) *Fyziologie tělesných cvičení. I. obecná část*. Karolinum.
- Havlíčková, L. (1997). *Fyziologie tělesné zátěže I: obecná část* (2. dopl. vyd). Karolinum.
- Helmerhorst, H. H. J. F., Brage, S., Warren, J., Besson, H., & Ekelund, U. (2012). A systematic review of reliability and objective criterion-related validity of physical activity questionnaires. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/1479-5868-9-103>
- Hendelman, D., Miller, K., Baggett, C., Debold, E., & Freedson, P. (2000). Validity of accelerometry for the assessment of moderate intensity physical activity in the field. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(9), 442-449. <https://doi.org/10.1097/00005768-200009001-00002>
- Hirtz, P. (1985). *Koordinative Fähigkeiten im Schulsport*. Berlin: Volk und Wissen
- Hodaň, B. (1997). *Úvod do teorie tělesné kultury* (2. opr. vyd). Vydavatelství Univerzity Palackého.
- Hoffman, S., & Harris, J. (2000). *Introduction to Kinesiology: Studying Physical Activity*. Human Kinetics.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15. <http://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>
- Chak Lun Fu, A., Paul Cobley, S., & Howard Sanders, R. (2016). Motor Coordination Training and Pedagogical Approach for Combating Childhood Obesity. *Open Journal of Social Sciences*, 04(12), 1-12. <https://doi.org/10.4236/jss.2016.412001>
- Chambers, R., Gabbett, T. J., Cole, M. H., & Beard, A. (2015). The Use of Wearable Microsensors to Quantify Sport-Specific Movements. *Sports Medicine*, 45(7), 1065-1081. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0332-9>
- Chen, K. Y., & Bassett, D. R., Jr (2005). The technology of accelerometry-based activity monitors: current and future. *Medicine and science in sports and exercise*, 37(11), 490-500. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000185571.49104.82>
- Choutka, M., & Dovalil, J. (1991). *Sportovní trénink*. Praha: Olympia.

- Choutka, M., Votík, J., & Brklová, D. (1999). *Motorické učení v tělovýchovné a sportovní praxi* (2. přeprac. vyd). Západočeská univerzita.
- Chrásková, M. (1998). *Základy výzkumu v pedagogice* (2. vyd).
- IBM Corp. (2017). *IBM SPSS Statistics for Windows* (Version 25.0) [Computer software]. IBM Corp.
- Janda, J. Vávrová, M. (1992). Senzomotorická stimulace, Základy propioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, 25(3), 14-34.
- Jansa, P. (2014). *Pedagogika sportu*. Karolinum.
- Jarchi, D., Pope, J., Lee, T. K. M., Tamjidi, L., Mirzaei, A., & Sanei, S. (2018). A Review on Accelerometry-Based Gait Analysis and Emerging Clinical Applications. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 11, 177-194. <https://doi.org/10.1109/RBME.2018.2807182>
- Jerri, A. J. (1977). The Shannon sampling theorem—Its various extensions and applications: A tutorial review. *Proceedings of the IEEE*, 65(11), 1565-1596. <https://doi.org/10.1109/PROC.1977.10771>
- Junker, H., Lukowicz, P., & Troster, G. (2004). Sampling Frequency, Signal Resolution and the Accuracy of Wearable Context Recognition Systems. *Eighth International Symposium on Wearable Computers*, 176-177. <https://doi.org/10.1109/ISWC.2004.38>
- Kachlík, D. (2011). *Cerebellum* [přednáška k předmětu Anatomie, obor Všeobecné lékařství. 3. lékařská fakulta Univerzita Karlova.
- Kavanagh, J. J., & Menz, H. B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & Posture*, 28(1), 1-15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>
- Kemper, H. C. G., Saris, W. H. M., Washburn, R. A., & Montoye, H. J. (1996). Measuring physical activity and energy expenditure. *Human Kinetics*.
- Khan, A., Hammerla, N., Mellor, S., & Plötz, T. (2016). Optimising sampling rates for accelerometer-based human activity recognition. *Pattern Recognition Letters*, 73, 33-40. <https://doi.org/10.1016/j.patrec.2016.01.001>
- Kim, Y., Lee, J. -M., Peters, B. P., Gaesser, G. A., Welk, G. J., & Reich, N. G. (2014). Examination of Different Accelerometer Cut-Points for Assessing Sedentary Behaviors in Children. *PLoS ONE*, 9(4). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0090630>
- Klipstein-Grobusch, K. (1997). H. J. Montoye, H. C. C. Kemper, W. H. M. Saris and R. A. Washburn: Measuring physical activity and energy expenditure. VII and 191 pages, numerous figures and tables. *Human Kinetics, Champaign, IL, 1996. Price. Food / Nahrung*, 41(6), 382-382. <https://doi.org/10.1002/food.19970410629>
- Komačková, D. (2009). *Pohybová aktivita*. Sestra, Praha.

- Kouba, V. (1995). *Motorika dítěte* (2., dopl. vyd). Jihočeská univerzita.
- Kučera, M. (1996). *Pohyb v prevenci a terapii: kapitoly z tělovýchovného lékařství pro studenty fyzioterapie*. Karolinum.
- Kucharská, A., & Švancarová, D. (2004). *Kroky a krůčky předškolním věkem: poradenství pro rodiče*. Scientia.
- Laerhoven, K. V., & Aronsen, A. K. (2007). Memorizing What You Did Last Week: Towards Detailed Actigraphy With A Wearable Sensor. *27th International Conference on Distributed Computing Systems Workshops*, 47-47. <https://doi.org/10.1109/ICDCSW.2007.43>
- Langmeier, J., & Krejčířová, D. (2006). *Vývojová psychologie* (2., aktualiz. vyd). Grada.
- Lara, O. D., & Labrador, M. A. (2013). A Survey on Human Activity Recognition using Wearable Sensors, *Communication Surveys and Tutorials*, 15(3), 1192-1209. <https://doi.org/10.1109/SURV.2012.110112>
- Lehnert, M., Novosad, J., Neuls, F., Hošek, V., Perič, T., Potměšil, J., Vránová, J., & Bunc, V. (2001). *Základy sportovního tréninku I* (4. vyd). Hanex
- Levine, J. A., Baukol, P. A., & Westerterp, K. R. (2001). Validation of the Tracmor triaxial accelerometer system for walking. *Medicine and science in sports and exercise*, 33(9), 1593–1597. <https://doi.org/10.1097/00005768-200109000-00024>
- Lotze, M., Braun, C., Birbaumer, N., Anders, S., & Cohen, L. G. (2003). Motor learning elicited by voluntary drive. *Brain: a journal of neurology*, 126(4), 866–872. <https://doi.org/10.1093/brain/awg079>
- Luinge, H. J. (2002). *Inertial Sensing of Human Movement*. Enschede: Twente University Press.
- Lyden, K., Kozey Keadle, S., Staudenmayer, J., & Freedson, P. (2012). Validity of Two Wearable Monitors to Estimate Breaks from Sedentary Time. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(11), 2243-2252. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318260c477>
- Máček, M., & Máčková, J. (1997). *Fyziologie tělesných cvičení*. Masarykova univerzita.
- Máček, M., & Radvanský, J. (2011). *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Galén.
- Machová, J., & Kubátová, D. (2009). *Výchova ke zdraví*. Grada.
- Machová, J., Kubátová, D., et al. (2006). *Výchova ke zdraví pro učitele*. Ústí nad Labem: PF UJEP.
- Malone, J. J., Lovell, R., Varley, M. C., & Coutts, A. J. (2017). Unpacking the Black Box: Applications and Considerations for Using GPS Devices in Sport. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 12(2), S2-18-S2-26. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0236>
- Marcus, B. H., Forsyth, L. A. H., & Brklová, D. (2010). *Psychologie aktivního způsobu života: motivace lidí k pohybovým aktivitám* (2. přeprac. vyd). Portál.
- Mareš, J., Votík, J., & Brklová, D. (2013). *Pedagogická psychologie* (2. přeprac. vyd). Portál.

- Maurer, U., Smailagic, A., Siewiorek, D. P., & Deisher, M. (2006). Activity Recognition and Monitoring Using Multiple Sensors on Different Body Positions. *International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 113-116. <https://doi.org/10.1109/BSN.2006.6>
- Meijer, G. A., Westerterp, K. R., Verhoeven, F. M., Koper, H. B., & ten Hoor, F. (1991). Methods to assess physical activity with special reference to motion sensors and accelerometers. *IEEE transactions on bio-medical engineering*, 38(3), 221–229. <https://doi.org/10.1109/10.133202>
- Měkota, K., & Blahuš, P. (1983). *Motorické testy v tělesné výchově: příručka pro posl. stud. oboru tělesná výchova a sport*. SPN.
- Měkota, K., & Cuberek, R. (2007). *Pohybové dovednosti - činnosti - výkony*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Měkota, K., & Novosad, J. (2005). *Motorické schopnosti*. Univerzita Palackého.
- Meyer, U., Ernst, D., Schott, S., Riera, C., Hattendorf, J., Romkes, J., Granacher, U., Göpfert, B., & Kriemler, S. (2015). Validation of two accelerometers to determine mechanical loading of physical activities in children. *Journal of Sports Sciences*, 33(16), 1702-1709. <https://doi.org/10.1080/02640414.2015.1004638>
- Miguelles, J. H., Cadenas-Sanchez, C., Ekelund, U., Delisle Nyström, C., Mora-Gonzalez, J., Löf, M., Labayen, I., Ruiz, J. R., & Ortega, F. B. (2017). Accelerometer Data Collection and Processing Criteria to Assess Physical Activity and Other Outcomes: A Systematic Review and Practical Considerations. *Sports Medicine*, 47(9), 1821-1845. <https://doi.org/10.1007/s40279-017-0716-0>
- Montgomery, P. G., Pyne, D. B., & Minahan, C. L. (2010). The physical and physiological demands of basketball training and competition. *International journal of sports physiology and performance*, 5(1), 75–86. <https://doi.org/10.1123/ijssp.5.1.75>
- Montoye, H. J., Washburn, R., Servais, S., Ertl, A., Webster, J. G., & Nagle, F. J. (1983). Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. *Medicine and science in sports and exercise*, 15(5), 403–407.
- Mužík, V., & Krejčí, M. (1997). *Tělesná výchova a zdraví: zdravotně orientované pojetí tělesné výchovy pro 1. stupeň ZŠ*. Hanex.
- Nicolella, D. P., Torres-Ronda, L., Saylor, K. J., Schelling, X., & Ardigo, L. P. (2018). Validity and reliability of an accelerometer-based player tracking device. *PLOS ONE*, 13(2). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0191823>
- Novotný, J. (2014) *Zdraví a pohybová aktivita*. Brno: Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií.

- Pastucha, D. (2011). *Pohyb v terapii a prevenci dětské obezity*. Grada.
- Pavlík, J. (2010). *Vybrané kapitoly z antropomotoriky*. Masarykova univerzita.
- Perič, T. (2008). *Sportovní příprava dětí* (2., dopl. vyd). Grada.
- Perič, T. (2012). *Sportovní příprava dětí* (Nové, aktualiz. vyd). Grada.
- Perič, T., & Dovalil, J. (2010). *Sportovní trénink* (2., upr. vyd). Grada.
- Plötz, T., Hammerla, N. Y., Rozga, A., Reavis, A., Call, N., & Abowd, G. D. (2012). Automatic assessment of problem behavior in individuals with developmental disabilities. *Proceedings of the 2012 ACM Conference on Ubiquitous Computing*, 391-400. <https://doi.org/10.1145/2370216.2370276>
- Preece, S. J., Goulermas, J. Y., Kenney, L. P. J., Howard, D., Meijer, K., & Crompton, R. (2009). Activity identification using body-mounted sensors—a review of classification techniques. *Physiological Measurement*, 30(4), R1-R33. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/30/4/R01>
- Příhoda, V. (1977). *Ontogeneze lidské psychiky: vývoj člověka do patnácti let* (4. vyd.). Praha: Státní pedagogické nakladatelství.
- Randers, M. B., Nielsen, J. J., Bangsbo, J., & Krstrup, P. (2014). Physiological response and activity profile in recreational small-sided football: No effect of the number of players. *Scand J Med Sci Sports*, 24(1), 130-137. <https://doi.org/10.1111/sms.12232>
- R Core Team (2022). *R: A language and environment for statistical computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL <https://www.R-project.org/>
- Reiss, A., & Stricker, D. (2012). Introducing a New Benchmarked Dataset for Activity Monitoring. *16th International Symposium on Wearable Computers*, 108-109. <https://doi.org/10.1109/ISWC.2012.13>
- Riddoch, C. J., Mattocks, C., Deere, K., Saunders, J., Kirkby, J., Tilling, K., Leary, S. D., Blair, S. N., & Ness, A. R. (2007). Objective measurement of levels and patterns of physical activity. *Archives of disease in childhood*, 92(11), 963–969. <https://doi.org/10.1136/adc.2006.112136>
- Ridgers, N. D., Salmon, J., Ridley, K., O'Connell, E., Arundell, L., & Timperio, A. (2012). Agreement between activPAL and ActiGraph for assessing children's sedentary time. *International Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*, 9(1). <https://doi.org/10.1186/1479-5868-9-15>
- Roeborgs, R.A., & Roberts, S.O. (1997). *Exercise Physiology: Exercise, Performance, and Clinical Applications*.
- Rodriguez, G., Béghin, L., Michaud, L., Moreno, L. A., Turck, D., & Gottrand, F. (2002). Comparison of the TriTrac-R3D accelerometer and a self-report activity diary with heart-rate

- monitoring for the assessment of energy expenditure in children. *The British journal of nutrition*, 87(6), 623–631. <https://doi.org/10.1079/BJNBJN2002571>
- Rosenberger, M., Haskell, W. L., Albinali, F., Mota, S., Nawyn, J., & Intille, S. (2013). Estimating Activity and Sedentary Behavior from an Accelerometer on the Hip or Wrist. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 45(5), 964-975. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31827f0d9c>
- Rowlands, A., Olds, T., Hillsdon, M., Pulsford, R., Hurst, T., Eston, R., Gomerson, S., Johnston, K., & Langford, J. (2014). Assessing Sedentary Behavior with the GENEActiv. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 46(6), 1235-1247. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000224>
- Rowlands, A. V., Mirkes, E. M., yates, T., Clemes, S., Davies, M., Khunti, K., & Edwardson, C. L. (2018). Accelerometer-assessed Physical Activity in Epidemiology. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 50(2), 257–265. <https://doi.org/10.1249/MSS.00000000000001435>
- Rychtecký, A., & Fialová, L. (1998). *Didaktika školní tělesné výchovy* (2. přeprac. vyd). Karolinum.
- Scanlan, A. T., Wen, N., Tucker, P. S., & Dalbo, V. J. (2014). The Relationships Between Internal and External Training Load Models During Basketball Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(9), 2397-2405. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000458>
- Scanlan, A. T., Wen, N., Tucker, P. S., & Dalbo, V. J. (2014). The Relationships Between Internal and External Training Load Models During Basketball Training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 28(9), 2397-2405. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000458>
- Sekot, A. (2015). *Pohybové aktivity pohledem sociologie*. Masarykova univerzita.
- Semanik, P. A., Lee, J., Song, J., Chang, R. W., Sohn, M. -W., Ehrlich-Jones, L. S., Ainsworth, B. E., Nevitt, M. M., Kwoh, C. K., & Dunlop, D. D. (2015). Accelerometer-Monitored Sedentary Behavior and Observed Physical Function Loss. *American Journal of Public Health*, 105(3), 560-566. <https://doi.org/10.2105/AJPH.2014.302270>
- Shaeffer, D. K. (2013). MEMS inertial sensors: A tutorial overview. *IEEE Communications Magazine*, 51(4), 100-109. <https://doi.org/10.1109/MCOM.2013.6495768>
- Shumway-Cook, A., & Woollacott, M. H. (2007). *Motor Control: Translating Research Into Clinical Practice*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Schelling, X., & Torres, L. (2016). Accelerometer Load Profiles for Basketball-Specific Drills in Elite Players. *Journal of sports science & medicine*, 15(4), 585-591.
- Schmidt, R. A. (1991). *Motor learning and performance. From principles to practice*. Champaign, Ill., Human Kinetics.

- Schmidt, R. A. (1999). *Motor control and learning: a behavioral emphasis*. Champaign: Human Kinetics Publishers.
- Schmidt, R. A., Lee, T. D. (2011). *Motor control and learning: a behavioral emphasis*. 5th ed. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Skotte, J., Korshøj, M., Kristiansen, J., Hanisch, C., & Holtermann, A. (2014). Detection of Physical Activity Types Using Triaxial Accelerometers. *Journal of Physical Activity and Health*, 11(1), 76-84. <https://doi.org/10.1123/jpah.2011-0347>
- Small, S., Khalid, S., Dhiman, P., Chan, S., Jackson, D., Doherty, A., & Price, A. (2021). Impact of Reduced Sampling Rate on Accelerometer-Based Physical Activity Monitoring and Machine Learning Activity Classification. *Journal for the Measurement of Physical Behaviour*, 4(4), 298-310. <https://doi.org/10.1123/jmpb.2020-0061>
- Stikic, M., Huynh, T., Van Laerhoven, K., & Schiele, B. (2008). ADL recognition based on the combination of RFID and accelerometer sensing. *Second International Conference on Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, 258-263. <https://doi.org/10.1109/PCTHEALTH.2008.4571084>
- Szabová, M. (1999). *Cvičení pro rozvoj psychomotoriky*. Portál.
- Szopa, J., Mleczko, E., & Sák, S. (2004). *Podstawy antropomotoryki*. PWN WarszawaKraków.
- Šeráková, H. (2007) Present views on obesity and overweight in common population of children and adults. In Řehulka, E. *School and health*, 21(2), 813 - 825.
- Švancara, J. (1969). *Psychický vývoj jako homeostáza biologických a peristatických faktorů*. Brno, Czech Republic: UJEP.
- Tagawa, T., Tamura, T., & Oberg, A. (1998). *Biomedical Sensors and Instruments* (2nd ed.). CRC Press.
- Troiano, R. P., McClain, J. J., Brychta, R. J., & Chen, K. Y. (2014). Evolution of accelerometer methods for physical activity research. *British Journal of Sports Medicine*, 48(13), 1019-1023. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2014-093546>
- Trojan, S. (2001). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka* (2., přeprac. a rozš. vyd). Grada.
- Trost, S. G., Mciver, K. L., & Pate, R. R. (2005). Conducting Accelerometer-Based Activity Assessments in Field-Based Research. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(11), S531-S543. <https://doi.org/10.1249/01.mss.0000185657.86065.98>
- Trost, S. G., Zheng, Y., & Wong, W. K. (2014). Machine learning for activity recognition: hip versus wrist data. *Physiological Measurement*, 35(11), 2183-2189. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/11/2183>

- Twist, C., Highton, J., Daniels, M., Mill, N., & Close, G. (2017). Player Responses to Match and Training Demands During an Intensified Fixture Schedule in Professional Rugby League: A Case Study. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, *12*(8), 1093-1099. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0390>
- Uiterwaal, M., Glerum, E. B., Busser, H. J., & van Lummel, R. C. (1998). Ambulatory monitoring of physical activity in working situations, a validation study. *Journal of medical engineering & technology*, *22*(4), 168–172. <https://doi.org/10.3109/03091909809032535>
- Van Hees, V. T., Golubic, R., Ekelund, U., & Brage, S. (2013). Impact of study design on development and evaluation of an activity-type classifier. *Journal of Applied Physiology*, *114*(8), 1042-1051. <https://doi.org/10.1152/jap.00984.2012>
- Vander Ploeg, K. A., Kuhle, S., Maximova, K., McGavock, J., Wu, B., & Veugelers, P. J. (2013). The importance of parental beliefs and support for pedometer-measured physical activity on school days and weekend days among Canadian children. *BMC public health*, *13*, 1132. <https://doi.org/10.1186/1471-2458-13-1132>
- Vanhelst, J., Béghin, L., Rasoamanana, P., Theunynck, D., Meskini, T., Iliescu, C., Duhamel, A., Turck, D., & Gottrand, F. (2010). Calibration of the RT3 accelerometer for various patterns of physical activity in children and adolescents. *Journal of sports sciences*, *28*(4), 381–387. <https://doi.org/10.1080/02640410903508821>
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Grada.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy* (Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Triton.
- Véle, F., & Jandová, D. (1975). *Hodnocení pohybové soustavy*. Obzor.
- Vilímová, V., & Hartlová, H. (2009). *Didaktika tělesné výchovy* (Vyd. 2., přeprac., (1. vyd. v MU). Masarykova univerzita
- Vyskotová, J., & Macháčková, K. (2013). *Jemná motorika: vývoj, motorická kontrola, hodnocení a testování*. Grada.
- Washburn, R. A., & Montoye, H. J. (1986). The assessment of physical activity by questionnaire. *American journal of epidemiology*, *123*(4), 563–576. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.aje.a114277>
- Weaving, D., Whitehead, S., Till, K., & Jones, B. (2017). Validity of Real-Time Data Generated by a Wearable Microtechnology Device. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *31*(10), 2876-2879. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002127>
- World Health Organization Global Strategy on Diet, Physical Activity and Health. Geneva, Switzerland: WHO, 2004

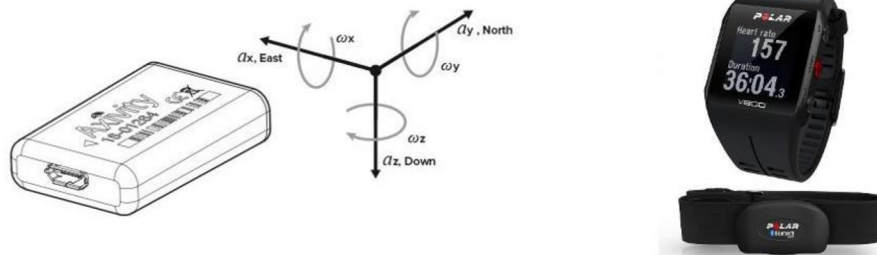
- Young, C. M., Gatin, P. B., Sanders, N., Mackey, L., & Dwyer, D. B. (2016). Player Load in Elite Netball: Match, Training, and Positional Comparisons. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 11(8), 1074-1079. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2015-0156>
- Zahniser, D. J. & Brenner, J. F. (1985). Signals and systems, by A.V. Oppenheim, A.S. Willsky, and I.T. Young. *Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1983, hardbound, Cytometry*, 6(4), 392-392. <https://doi.org/10.1002/cyto.990060420>
- Zhang S., Murray P., Zillmer R., Eston, R.G., Catt, M., Rowlands, A.V. (2012). Activity classification using the GENE: optimum sampling frequency and number of axes. *Med Sci Sports Exerc*, 44(11), 2228-34. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31825e19fd>
- Zhang, S., Rowlands, A., Murray, P., & Hurst, T. (2012). Physical Activity Classification Using the GENE Wrist-Worn Accelerometer. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(4), 742-748. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31823bf95c>

11 PŘÍLOHY

11.1 Protokol měření – popis trati a záznamové archy

PROTOKOL MĚŘENÍ

Popis trati a záznamové archy



Záznamové archy

ID přístroje	Axivity [vlevo]	Axivity [vpravo]	Polar
	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
Datum	<input type="text"/>	Měřila	<input type="text" value="Sára"/>

Žák 1

Nasazení přístrojů: (hh:mm)

Začátek kola Pořadí na dráze

Sundání přístrojů: (hh:mm)

Žák 2

Nasazení přístrojů: (hh:mm)

Začátek kola Pořadí na dráze

Sundání přístrojů: (hh:mm)

Žák 3

Nasazení přístrojů: (hh:mm)

Začátek kola Pořadí na dráze

Sundání přístrojů: (hh:mm)

Žák 4

Nasazení přístrojů: (hh:mm)

Začátek kola Pořadí na dráze

Sundání přístrojů: (hh:mm)

Žák 5

Nasazení přístrojů: (hh:mm)

Začátek kola Pořadí na dráze

Sundání přístrojů: (hh:mm)

ORGANIZACE MĚŘENÍ

Příprava na měření

Nastavit přístroje

Postavit trať

Vypracovat seznam žáků

Pomůcky: transparentní lepicí páska; páska na akcelerometry; mokrý hadřík na omytí hrudního pásu; záznamové pomůcky; Polar; Axivity; hodinky; pásmový metr minimálně 10 m

Nářadí: 9x kužel (okolo 30 cm); obruč; žíněnka; lavička; švédská bedna; malé kroužky na sbírání

Přístroje

Axivity AX6

Umístění po stranách páteře mezi horními úhly lopatek

Poloha: přístroj vodorovně & text vně & šipka vlevo

Uchycení páskou Omnifix

Polar V800

Nasazení hrudních pásů – nutné, aby byla část pásu s diodami vlhká a dobře přilnula ke kůži

Nestahovat příliš!

Uvidíme... žáci možná budou mít na sobě pouze hrudní pás a hodinky budou uvnitř hříště. Pokud ne, vhodně upevnit hodinky.

Po ukončení kola bezprostředně sundat VŠECHNY PŘÍSTROJE!!!

Příprava trati a průběh měření

Celou trať nejprve popsat, poté projít s ukázkou všech cviků (upozornit na detaily)

Určit předběžné pořadí žáků

Umístit případné pomocníky na trase (radí počítají, ukazují směr)

Pro urychlení celého měření je žádoucí, aby v čase, kdy je jeden z žáků na trati, někdo nasazoval přístroje dalším žákům v pořadí.

Bezprostředně před vlastním měřením předchází rozcvičení a 2-3 minuty kontinuálního běhu střední intenzity

Vlastní měření

Pokyn pro žáky je proběhnout trať i dílčí úseky v co nejkratším čase.

Žák vyběhá na trať i z každého dalšího stanoviště až po třetím plácnutím na záda.

Na každém startovacím stanovišti se musí žák postavit do pozoru, stoj spatný (ukázat!) ve směru dalšího úseku.

Měření posledního úseku je ukončeno opětovným poplácáním na záda, kdy bude vyhodnocen první z úderů.

Popis úseků a pravidla pro jejich provedení:

1. úsek – Člunkový běh 4x10 m: viz nákres
2. úsek – plazení přímo: pravidlo, že trup se musí po celou dobu dotýkat země; žák se pokládá na zem bezprostředně po plácnutí a zvedá se po doteku rukou cílové značky.
3. úsek – člunkový běh k řadě kuželů: viz nákres; postupné člunkové výběhy k jednotlivým kuželům s návratem k prvnímu
4. úsek – kroužky: probíhání položenými díly švédské bedny a sbíráním kroužků – oběhnout kužel a při návratu pokládat (neházet!) kroužky opět do dílů bedny
5. úsek – upravený Jacíkův test: Cyklus: Stoj – leh na břiše – přetočení na záda – stoj (10 cyklů)
6. úsek – obruč: prolézání obručí ve stoji ve směru od hlavy k nohám (10 cyklů)
7. úsek – přeskoky lavičky: s oporem rukou o lavičku přeskok lavičky s odrazem jednož (10x s postupem vřed)
8. úsek – plazení přímo: viz úsek č. 2

11.2 Informovaný souhlas a informace pro zákonné zástupce



Fakulta
tělesné kultury

INFORMOVANÝ SOUHLAS RODIČŮ NEBO ZÁKONNÉHO ZÁSTUPCE

Název diplomové práce 1: **Vliv vzorkovací frekvence přístroje Axivity AX6 na hodnocení dynamické zátěže**

Název diplomové práce 2: **Validizace metody hodnocení dynamického zatížení u dětí mladšího školního věku**

Jméno odpovědného koordinátora projektu: **doc. Mgr. Roman Cuberek, Ph.D.**

Jméno dítěte: _____

křížkem
vyjádřete
souhlas

1. Potvrzuji, že jsem si pro výše uvedenou studii přečetl *Informaci pro rodiče*. Měl jsem příležitost tyto informace prozkoumat, položit otázky a nechat je uspokojivě odpovědět.
2. Chápu, že účast mého dítěte je dobrovolná a že může v průběhu kdykoli odstoupit bez udání důvodu, aniž by z toho vyplýval jakýkoliv postih.
3. Chápu, že na relevantní část údajů shromážděných během studie se mohou dívat jednotlivci z pracoviště vykonávající tuto studii, pokud je to pro účast našeho dítěte v tomto výzkumu relevantní. Povoluji těmto jednotlivcům přístup k jeho záznamům. Beru zároveň na vědomí, že data budou dostupná pouze po bezprostřední dobu sběru dat, ihned poté budou anonymizována.
4. Souhlasím s pořízením videozáznamu průběhu měření pro účely vyhodnocení dat, které bude po zpracování dat smazáno (detailněji viz *Informace pro rodiče*)
5. **Souhlasím s účastí našeho dítěte ve výše uvedené studii.**

Jméno rodiče/zákonného zástupce

Datum

Podpis

Jméno osoby zajišťující souhlas

Datum

Podpis

Název projektu:

OVĚŘENÍ METODY HODNOCENÍ DYNAMICKÉHO ZATÍŽENÍ U DĚTÍ MLADŠÍHO ŠKOLNÍHO VĚKU

Než se rozhodnete, zda se Vaše dítě bude moci projektu zúčastnit, je důležité, abyste pochopili, proč je výzkum prováděn, jaký je jeho význam a co bude zahrnovat. Pokud pro Vás budou informace neúplné, zeptejte se přímo nás. Účast Vašeho dítěte v projektu je pro nás důležitá, nicméně využijte svého práva o jeho účasti rozhodnout.

Je projekt garantován nějakým odborným pracovištěm? Kdo je za projekt zodpovědný?

Měření, kterého se má Vaše dítě zúčastnit, je podkladem pro řešení dvou diplomových prací studentů z Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Vedoucím prací je doc. Mgr. Roman Cuberek, Ph.D. Tento projekt byl schválen etickou komisí fakulty.

Proč bylo moje do projektu dítě vybráno?

Vaše dítě z hlediska věku odpovídá záměru projektu a zároveň navštěvuje školu či sportovní kroužek, na kterém participuje studentka, která potřebuje data pro svou diplomovou práci. Je proto výhodou, že Vaše dítě zná osobu, která jej bude měřit, což je obecně pro spolupráci s dětmi velice důležité a přínosné.

Jaký je záměr projektu?

Projekt se zaměřuje na zkvalitnění metod hodnocení pohybového projevu člověka za využití nových technologií. Konkrétně v tomto projektu se jedná o využívání akcelerometru a senzoru srdeční frekvence. Tyto senzory jsou již dnes frekventovaně součástí řady chytrých hodinek. Metody, na které se projekt zaměřuje mohou být následně využity v profesionálním či rekreačním sportu, tělesné výchově i v každodenních aktivitách.

Co pro mé dítě znamená zapojení do projektu?

Vaše dítě bude mít za úkol na čas vykonat několik jednoduchých pohybových aktivit, na které je zvyklé z hodin tělesné výchovy. Během těchto aktivit bude mít na těle dva přístroje – snímač srdeční frekvence (úzký pružný pás upnutý okolo hrudi) a akcelerometr (velikost cca 3,5 x 2 cm) umístěný na zádech mezi lopatkami. Samotnému měření bude předcházet rozcvičení pro prevenci úrazu.

Má participace v projektu pro mé dítě nějaký přínos?

Vaše dítě se dozví zajímavé informace ohledně srdeční frekvence, a to ve vztahu k pohybu. Ze zkušenosti také víme, že děti takového měření baví, neboť se setkají s něčím novým. Zároveň toto měření vnímají jako zajímavou soutěž mezi sebou.

Co se stane, pokud se rozhodnu, že dítě do projektu nebude zapojeno?

Účast je zcela dobrovolná. Zaručujeme také, že dítě může v průběhu měření kdykoliv odstoupit, jakkoliv je to pro nás nepříjemné. Ani v tomto případě z toho pro Vaše dítě nevyplývají žádné důsledky.

Jak bude nakládáno s daty mého dítěte?

Data jsou určena primárně pro tento projekt, popř. pro studie s ním bezprostředně související. Jediný osobní identifikační údaj (jméno) bude po prvním vyřídění dat odstraněn a s naměřenými údaji se již bude nakládat anonymně. Žádné získané údaje nebudou poskytnuty třetí straně. S daty se bude nakládat s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR.

Budou v průběhu měření vytvořeny fotografie nebo videozáznamy?

Pokud získáme Váš souhlas, bude měření nahráváno na video (záběr na celou tělocvičnu). Videozáznam je určen ke zpřesnění při zpracovávání dat. Není však součástí vyhodnocovaných dat. Po úpravě dat proto již bude záznam bezcenný a bude proto odstraněn.

11.3 Vyjádření etické komise



Fakulta
tělesné kultury

Vyjádření Etické komise FTK UP

Složení komise: doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.
prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
doc. Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
Mgr. Jarmila Štěpánová, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 22.11.2022 byl projekt diplomové práce

Autor /hlavní řešitel/: **Bc. Sára Hmirová**

s názvem **Vliv vzorkovací frekvence přístroje Axivity AX6 na hodnocení dynamické zátěže**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **85/2022**

dne: **2. 12. 2022**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

za EK FTK UP
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury
Komise etická
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc